

⑫ 公開特許公報 (A)

昭56—83343

⑤ Int. Cl.³
A 61 F 1/03

識別記号

庁内整理番号
7169—4C

⑬ 公開 昭和56年(1981)7月7日

発明の数 10
審査請求 有

(全 33 頁)

⑭ 改良補綴関節

① 特 願 昭55—74138

② 出 願 昭55(1980)6月2日

優先権主張 ③ 1979年7月2日 ④ 米国(US)
⑤ 53694⑦ 発 明 者 フレデリック・エフ・ブーチェル
アメリカ合衆国07111 ニュージー
ヤージー州アービントン・オレ
ンジ・アベニュー112⑦ 発 明 者 ミツチエル・ジェー・パツパス
アメリカ合衆国07111 ニュージー
ヤージー州アービントン・パー
ク・プレース209⑧ 出 願 人 バイオーメディカル・エンジュ
アリング・コープ
アメリカ合衆国07102 ニュージー
ヤージー州ニューアーク・スー
ツ2404 ゲートウェイ1

⑨ 代 理 人 弁理士 押田良久

(第 2 頁)

明 細 書

1. 発明の名称

ニュージャージー式凹凸支承型膝関節交
換補綴

2. 特許請求の範囲

1. a) 第1上部支承面を有し且つ膝関節の脛骨
部分を交換するための脛骨台板装置、b) 脛骨台板装置の第1上部支承面と摺動的
にかみ合う第1下部支承面を有し、且つ膝関節の
脛骨台板装置と大腿骨部分間に連接接続を提供す
るための支承挿入物を含み、その改良はc) 支承挿入物の運動を脛骨台板装置に関し
て拘束するための軌道装置からなる脛骨台板装置
により構成されることを特徴とする型式の改良補
綴関節。2. 軌道装置が曲軌道からなることを特徴とす
る特許請求の範囲第1項に記載の改良補綴関節。3. 軌道装置が円形曲軌道からなることを特徴
とする特許請求の範囲第1項に記載の改良補綴関
節。4. さらに、支承挿入物装置が脛骨台板装置の
軌道装置から脱臼するのを防ぐための保持装置を
設けたことを特徴とする特許請求の範囲第1項に
記載の改良補綴関節。5. 支承挿入物装置が非円形台板であるため優
れた負荷支承特性と改良された安定性が提供され
ることを特徴とする特許請求の範囲第1項に記載
の改良補綴関節。6. a) 第1上部支承面を有し、且つ膝関節の脛
骨部分を交換するための脛骨台板装置、b) 脛骨台板装置の第1上部支承面と摺動的
にかみ合う第1下部支承面及び第2上部支承面を
有し、且つ脛骨台板と大腿骨成分装置間に連接接
続を提供するための支承挿入物装置、c) 支承挿入物装置の第2上部支承面と摺動
的にかみ合う第2下部支承面を有し、且つ膝関節
の大腿骨部分を交換するための大腿骨成分装置を
含み、その改良はa) 支承挿入物の運動を脛骨台板装置に関し
て拘束するための軌道装置、からなる脛骨台板装

盤により構成されることを特徴とする型式の改良補綴関節。

7. 軌道が曲軌道であることを特徴とする特許請求の範囲第 6 項に記載の改良補綴関節。

8. 軌道が円形曲軌道であることを特徴とする特許請求の範囲第 6 項に記載の改良補綴関節。

9. 保持装置が

a) パチ型突起の輪郭をきめる支承挿入物の各部分、

b) パチ型突起がその中に摺動的に保持されるパチ型相当断面の輪郭をきめる脛骨台板装置の軌道装置の各部分からなることを特徴とする特許請求の範囲第 4 項に記載の改良補綴関節。

10. a) 第 1 上部支承面を有し、且つ膝関節の第 1 顆状突起連接の脛骨部分を交換するための脛骨台板装置、

b) 脛骨台板装置の第 1 上部支承面と摺動的にかみ合う第 1 下部支承面及び第 2 上部支承面を有し、且つ膝関節の第 1 顆状突起連接に代わる連接接続を提供する支承挿入物装置、

脛骨台板装置、

b) 第 2 上部支承面を有し、且つ膝関節の第 2 顆状突起連接の脛骨部分を交換するための第 2 脛骨台板装置、

c) 第 1 脛骨台板装置の第 1 上部支承面と摺動的にかみ合う第 1 下部支承面及び第 3 上部支承面を有し、且つ膝関節の第 1 顆状突起連接に代わる第 1 連接接続を提供するための第 1 支承挿入物装置、

d) 第 2 脛骨台板装置の第 2 上部支承面と摺動的にかみ合う第 2 下部支承面及び第 4 上部支承面を有し、且つ膝関節の第 2 顆状突起連接に代わる第 2 連接接続を提供するための第 2 支承挿入物装置、

e) 第 1 支承挿入物装置の第 3 上部支承面と摺動的にかみ合う第 3 下部支承面を有し、且つ膝関節の第 1 顆状突起連接の大腿骨部分を交換するための第 1 大腿骨成分装置、および

f) 第 2 支承挿入物装置の第 4 上部支承面と摺動的にかみ合う第 4 下部支承面を有し、且つ膝

c) 支承挿入物装置の第 2 上部支承面と摺動的にかみ合う第 2 下部支承面を有し、且つ膝関節の第 1 顆状突起連接の大腿骨部分を交換するための大腿骨成分装置を含み、さらに

d) 膝関節が第 3 実質的球状凸形下部支承面と摺動的にかみ合う第 3 の実質的に球状上部支承面を含む第 2 顆状突起連接を含み、

e) 第 3 の実質的に球状凹形上部支承面が第 1 曲率中心をきめ、その改良は

f) 脛骨台板装置が支承挿入物の運動を脛骨台板装置に關して拘束するための円形曲軌道装置からなり、

g) 円形曲軌道が第 1 面内にあると共に第 2 曲率中心を有するため、第 1 面に直角で第 2 曲率中心を通る第 1 軸がきまり、

h) 第 1 軸が第 2 顆状突起連接の第 3 実質的球状凹形上部支承面の第 1 曲率中心を通過することを特徴とする型式の改良補綴関節。

11. a) 第 1 上部支承面を有し、且つ膝関節の第 1 顆状突起連接の脛骨部分を交換するための第 1

関節の第 2 顆状突起連接の大腿骨部分を交換する第 2 大腿骨成分装置を含み、その改良は

g) 第 1 脛骨台板装置が第 1 支承挿入物装置の運動を第 1 脛骨台板装置に關して拘束するための第 1 軌道装置、からなり

h) 第 2 脛骨台板装置が第 2 支承挿入物装置の運動を第 2 脛骨台板装置に關して拘束するための第 2 軌道装置、からなることを特徴とする型式の改良補綴関節。

12. a) 第 1 脛骨台板装置の第 1 軌道装置が第 1 曲軌道からなり、かつ

b) 第 2 脛骨台板装置の第 2 軌道装置が第 2 曲軌道からなることを特徴とする特許請求の範囲第 9 項に記載の改良補綴。

13. a) 第 1 脛骨台板装置の第 1 軌道装置が第 1 円形曲軌道からなり、かつ

b) 第 2 脛骨台板装置の第 2 軌道装置が第 2 円形曲軌道からなることを特徴とする特許請求の範囲第 9 項に記載の改良補綴関節。

14. さらに、第 1 脛骨台板装置と第 2 脛骨台板

装置を接続し、且つ第 1 脛骨台板装置の第 2 脛骨台板装置に関する設置の精度を改良し、更に第 1 脛骨台板装置と第 2 脛骨台板装置内に機械的負荷の配分もすると共に十字形靱帯の保持をできるようにもするブリッジ装置を設けたことを特徴とする特許請求の範囲第 9 項に記載の改良補綴関節。

15. a) 第 1 大腿骨成分装置の第 3 下部支承面が第 1 支承挿入物装置の第 3 上部支承面とは、非調和であり、

b) そのため第 1 支承挿入物装置の第 1 脛骨台板装置に関する前後移動が調節されるので、補綴関節の屈曲と回転が容易になることを特徴とする特許請求の範囲第 9 項に記載の改良補綴関節。

16. a) 第 1 上部支承面を有し、且つ膝関節の脛骨部分を交換するための脛骨台板装置、

b) 脛骨台板装置の第 1 上部支承面と摺動的にかみ合う第 1 下部支承面及び第 2 上部支承面を有し、且つ脛骨台板装置と大腿骨成分装置間に連接接続を提供するための支承挿入物装置、および

c) 支承挿入物の第 2 上部支承面と摺動的に

18. a) 共通母曲線上の一定の点から複数の回転軸の各軸に順次至る距離によつて決まる曲率半径が面部分の前部から後部への移動にしたがつて単調に減少していき、

b) そのため、補綴関節の十分な屈曲が容易に行われることを特徴とする特許請求の範囲第 16 項に記載の改良補綴関節。

19. a) 第 1 大腿骨成分装置の第 3 下部支承面と第 1 支承挿入物装置の第 3 上部支承面間の非調和の特徴が 0.90 と 1.00 の間の調和比にあることを特徴とする特許請求の範囲第 15 項に記載の改良補綴関節。

20. a) 第 1 支承面を有し、且つ解剖関節の第 1 骨に固定されるための台板装置、

b) 台板装置の第 1 支承面に摺動的にかみ合う第 2 支承面を有し、且つ台板装置と解剖関節の第 2 骨に関連する部分との間に連接接続と提供する支承挿入物装置を含み、その改良は

c) 台板装置が支承挿入物装置の台板装置に関する運動を拘束する軌道装置、により構成され

かみ合う第 2 下部支承面を有し、且つ膝関節の大腿骨部分を交換するための大腿骨成分装置を含み、その改良は、

d) 大腿骨成分装置の第 2 下部支承面が共通平面母曲線を複数の平行な回転軸の廻りに回転することによつて決まる複数の面部分からなることにより構成されることを特徴とする型式の改良補綴関節。

17. a) 大腿骨成分装置の第 2 下部支承面が共通平面母曲線を第 1 軸の廻りに回転することによつて決まる第 1 面部分からなり、

b) 大腿骨成分装置の第 2 下部支承面が共通平面母曲線を第 2 軸の廻りに回転することによつて決まる第 2 面部分からなり、

c) 第 1 面部分と第 2 面部分が結合して共通部分を形成し、かつ

d) 第 2 軸が第 1 軸を含む面内にあると共に共通部分上の点が滑らかな連続支承面を形成することを特徴とする特許請求の範囲第 16 項に記載の改良補綴関節。

ることを特徴とする型式の改良補綴装置。

21. 軌道装置が曲軌道からなることを特徴とする特許請求の範囲第 20 項に記載の改良補綴関節。

22. 軌道装置が円形曲軌道からなることを特徴とする特許請求の範囲第 20 項に記載の改良補綴関節。

23. さらに、支承挿入物が台板装置の軌道装置から脱臼するのを防ぐための保持装置を設けたことを特徴とする特許請求の範囲第 20 項に記載の改良補綴関節。

24. 支承挿入物が円形台板製であるため優れた負荷支承特性と改良された安定性を有する補綴関節が提供されることを特徴とする特許請求の範囲第 20 項に記載の改良補綴関節。

25. a) 第 1 支承面を有し、且つ解剖関節の第 1 骨に固定されるための台板装置、

b) 台板装置の第 1 支承面と摺動的にかみ合う第 2 支承面及び第 3 支承面を有し、且つ台板装置と第 2 骨成分装置間に連接接続を提供するための支承挿入物装置、および

c) 支承挿入物装置の第 3 支承面に摺動的にかみ合う第 4 支承面を有し、且つ解剖関節の第 2 骨に固定されるための第 2 骨成分装置を含み、その改良は

d) 台板装置が支承挿入物装置の運動を台板装置に関して拘束するための軌道装置、により構成されることを特徴とする型式の改良補綴関節。

26. 軌道装置が曲軌道からなることを特徴とする特許請求の範囲第 25 項に記載の改良補綴関節。

27. 軌道装置が円形曲軌道からなることを特徴とする特許請求の範囲第 25 項に記載の改良補綴関節。

28. 保持装置は

a) パチ形突起部分を輪郭をきめる支承挿入物の各部分、および

b) パチ形突起がその中で摺動的に保持されるパチ形相当断面の輪郭をきめる台板装置の軌道装置の各部分からなることを特徴とする特許請求の範囲第 26 項に記載の改良補綴関節。

29. a) 第 1 支承面を有し、且つ解剖関節の第 1

b) 第 1 軸が第 2 連接接続の第 5 の実質的に球状凹形支承面の第 5 曲率中心付近の点を通過することを特徴とする型式の改良補綴関節。

30. a) 第 1 支承面を有し、且つ解剖関節の第 1 骨に固定されるための第 1 台板装置、

b) 第 2 支承面を有し、且つ解剖関節の第 1 骨にも固定されるための第 2 台板装置、

c) 第 1 台板装置の第 1 支承面と摺動的にかみ合う第 3 支承面及び第 4 支承面を有し、且つ第 1 台板装置と第 1 成分装置内に第 1 連接接続を提供するための第 1 支承挿入物装置、

d) 第 2 台板装置の第 2 支承面と摺動的にかみ合う第 5 支承面及び第 6 支承面を有し、且つ第 2 台板装置と第 2 成分装置間に第 2 連接接続を提供するための第 2 支承挿入物装置、

e) 第 1 支承挿入物装置と摺動的にかみ合う第 7 支承面を有し、且つ解剖関節の第 2 骨に固定されるための第 1 成分装置、

f) 第 2 支承挿入物装置の第 6 支承面と摺動的にかみ合う第 8 支承面を有し、且つ解剖関節の

骨に固定されるための台板装置、

b) 台板装置の第 1 支承面と摺動的にかみ合う第 2 支承面及び第 3 支承面を有し、且つ台板装置と第 2 骨成分装置間に第 1 連接接続を提供するための支承挿入物装置、

c) 支承挿入物装置の第 3 支承面と摺動的にかみ合う第 4 支承面を有し、且つ解剖関節の第 2 骨に固定されるための第 2 骨成分装置を含み、さらに

d) 解剖関節が第 6 の実質的に球状凸形支承面と摺動的にかみ合う第 5 の実質的に球状凹形支承面を含む第 2 連接接続を含み、

e) 第 5 の実質的に球状凹形支承面により第 1 曲率中心がきまり、その改良は

f) 台板装置が支承挿入物装置の台板装置に関する運動を拘束するための円形曲軌道装置からなり、

g) 円形曲軌道装置が第 1 面内にあると共に第 2 曲率中心を有するため、第 1 面に正角でしかも第 2 曲率中心を通過する第 1 軸がきまり、

第 2 骨にも固定されるための第 2 成分装置を含み、その改良は

g) 第 1 台板装置が第 1 支承挿入物装置の運動を第 1 台板装置に関して拘束するための第 1 軌道装置から成り、かつ

h) 第 2 台板装置が第 2 支承挿入物装置の運動を第 2 台板装置に関して拘束するための第 2 軌道装置、からなることにより構成されることを特徴とする型式の改良補綴関節。

31. a) 第 1 台板装置の第 1 軌道装置が第 1 曲軌道からなり、かつ

b) 第 2 台板装置の第 2 軌道装置が第 2 曲軌道からなることを特徴とする特許請求の範囲第 30 項に記載の改良補綴関節。

32. a) 第 1 台板装置の第 1 軌道装置が第 1 円形曲軌道からなり、かつ

b) 第 2 台板装置の第 2 軌道装置が第 2 円形曲軌道からなることを特徴とする特許請求の範囲第 30 項に記載の改良補綴関節。

33. さらに、第 1 台板装置と第 2 台板装置間に

力の負荷を振分けると共に解剖組織を保持できるようにするための第1台板装置と第2台板装置を接続し、且つ第1台板装置の設置の精度を第2台板装置に対して改良するためのブリッジ装置を設けたことを特徴とする特許請求の範囲第30項に記載の改良補綴関節。

34. a) 第1成分装置の第7支承面が第1支承挿入物の第4支承面と摺動的に非調和であり、

b) そのため、第1支承挿入物の運動が第1台板装置に関して調節され、さらにそのため、補綴関節の屈曲と回転が容易になることを特徴とする特許請求の範囲第30項に記載の改良補綴関節。

35. a) 第1支承面を有し、且つ解剖関節の第1骨に固定されるための台板装置、

b) 台板装置の第1支承面と摺動的にかみ合う第2支承面及び第3支承面を有し、且つ台板装置と第2骨成分間に連接接続を提供するための支承挿入物装置、および

c) 支承挿入物装置の第3支承面と摺動的にかみ合う第4支承面を有し、且つ解剖関節の第2

が面部分の前部から後部への移動にしたがつて単調に減少していき、

b) そのため補綴関節の十分な屈曲が容易になることを特徴とする特許請求の範囲第35項に記載の改良補綴関節。

38. a) 第1成分装置の第7支承面と第1挿入物装置の第4支承面間の非調和の特徴が0.9と1.00との間の調和比であることを特徴とする特許請求の範囲第30項に記載の改良補綴関節。

39. 解剖関節が足関節であり、第1骨が距骨であり、また第2骨が脛骨であることを特徴とする特許請求の範囲第21、22、23、24、26、27、28、36または37項、または第20、25、または30項に記載の改良補綴関節。

3. 発明の詳細な説明

本発明は一般には補綴関節に関し、更に具体的には機能障害を生じた膝関節の交換用補綴に関する。

ここで先行技術による膝関節内骨格補綴、特に先行技術による膝蓋骨-大腿骨交換に関する膝関

節に固定されるための第2骨成分装置を含み、その改良は

a) 第2骨成分の第4支承面が共通平面母曲線を複数の平行な回転軸の廻りに回転することによつて決まる複曲面部分からなることにより構成されることを特徴とする型式の改良補綴関節。

36. a) 第2骨成分装置の第4支承面が共通母曲線を第1軸の廻りに回転することによつて決まる第1面部分からなり、

b) 第2骨成分装置の第4支承面がまた共通母曲線を第2軸の廻りに回転することによつて決まる第2面部分からなり、

c) 第1面部分と第2面部分が結合して共通部分を形成し、さらに

d) 第2軸が第1軸を含む平面内にあるため、共通部分上の点が滑らかで連続した支承面を形成することを特徴とする特許請求の範囲第35項に記載の改良補綴関節。

37. a) 共通母曲線上の一定の点から複数の回転軸の各軸に順次至る距離によつて決まる曲率半径

節補綴を参照すると、かゝる先行技術による補綴は膝蓋骨-大腿骨界面の設計が不良なため、膝蓋骨-大腿骨の接触または摺動かみ合いが膝関節運動のどの範囲でしらべても十分には調和されていないことが認められる。

更に具体的には、かゝる先行技術による補綴は接触応力を生じることが多いので、このような補綴によくあることであるが、プラスチック支承面が降伏したり疲労したりすることになる。かゝる結果が生じるのは、膝蓋骨補綴が通過すべき大腿骨成分の支承面に一般に形状の異なる領域または部分があるからである、例えば、あるかなりの長さにわたり1様に曲つた部分が、第1の2重に曲つた部分に混合し、更に第2のそれとは異なる2重に曲つた部分に混合する典型的な例がある、これらの変化する部分までは領域は大腿骨-脛骨連接の大腿骨部分を提供するがこれらには共通母曲線はない。故に、膝蓋骨補綴が大腿骨の連接フランジの上へ逸脱して動いていくと、膝蓋骨補綴はいろいろの接触状態を経験する。いろいろの接触

状態とは、大部分を占める線接触、いくらかの部分
を占める点接触、および恐らくごく僅かの部分
を占めると思われる面あるいは調和面接触である。
既知の通り線接触や点接触状態は一般に大きな接
触応力を生じるから、プラスチック補綴が降伏し
たりひどく摩耗したりするので、補綴埋込を成功
させるために必要な永い摩耗寿命は実現されない。

次に、先行技術による代表的な脛骨-大腿骨膝
関節補綴を参照すると、これらの先行技術による
補綴は屈伸運動のほか軸回転と前後方向運動がで
きるけれども、大腿骨と脛骨の支承面間の接触が
不調和（普通、理論上は点接触）であるため、過
度の接触応力が生じるから、変形および早期摩耗、
またはそのどちらか、あるいは望ましくない補綴
寿命の短命化が起つたりする。なお、摩耗生成物
は組織の望ましくない反応を生じることにより、
補綴成分の弛緩の1因となる場合があることが立
証されている。

先行技術による膝関節補綴で調和または面支承
接触ができるものは必要な軸回転ができなかつた

形状が適当でないと、十字形靱帯が存在する場合
はこの自然な多心運動が出来ないので、筋肉の有
効性が拘束されると共に屈曲が妨げられる傾向が
生じる。このように拘束が生じると、補綴対す
る負荷（摩耗あるいは変形か破損などが増加する）
および補綴と骨間の負荷（成分が弛緩する可能性
が増加する）が共に増大する傾向が生じる。

タウンリー型のような他の膝関節設計では、接
合部各表面に非調和性を導入することによつて過
拘束を避けている。非調和性は過拘束を避けるに
は必要であるが、残念なことに結果として不安定
となりまた過度な接触応力が生じる。

なお、弛緩問題が起るのは、張力が弱い比較的
脆い接着剤を用いることによつてプラスチック補
綴成分を直接骨に接着するためであると考えられ
る。特に、比較的厚いプラスチック成分を正常な
方法で取付ける場合でも、かゝるプラスチック成
分を骨に固定するに際して普通に使われるアクリ
ル接着剤に望ましくない引張り応力が生じることが
実証されている。このように取付けを行なうと

り、十字靱帯が存在する場合は必要な前後方向運
動ができなかつたりする。このように軸回転と前
後方向運動ができないと結果的に脛骨成分が変形
したり弛緩したりすることは臨床的・実験的に証
明されているため、現在、かゝる補綴はこれから
使われなくなつて行くように思われる。

米国特許第3,728,742号明細書に示されるジェ
オメドリック式膝関節交換補綴のような現在の脱
臼式十字靱帯保持型補綴は、面接触を生じるけれ
ども屈伸運動を行なう場合の大腿骨に關する回転
軸は1つしかない。しかし、正常な屈伸の特徴は
大腿骨に關する回転が多数の軸の廻りで起る多心
屈伸運動である。この多心運動は十字形靱帯の作
用と頰状突起の形状に起因するが、四頭股筋の有
効な作用が重要なときは軸を後方へ移動し膝窩筋
の有効性が重要なときは軸を前方に移動すれば、
筋力をより効率的に利用することができる。なお、
人の膝関節の場合膝関節を十分に屈曲できるように
する点で前記の運動に影響を及ぼすのは前述べた
多心作用と後部顆状突起の形状である。膝関節の

プラスチック成分が曲がるため、プラスチック成
分の端が骨から持上るから、骨と接着剤1体部
分は張力を受けやすくなる。既知の通り、接着剤
の対引張疲労性は非常に乏しい。プラスチック補
綴を接着する骨も引張負荷により悪影響をうける
ようである。故に、前記各効果が組合わさつて補
綴弛緩問題の実質上の原因になつていと考えら
れ、また特に弛緩による臨床的失敗が起るとすれ
ば、弛緩を生じるのはほとんど常にプラスチック
補綴であることが注意されている。

別の先行技術による補綴の問題には、十字形靱
帯は機能的には存在しなくても、付随靱帯が機能
しているか少くとも再生可能である場合に埋込む
膝関節内骨格補綴に關する問題がある。十字形靱
帯が存在しない場合は、十字形靱帯が存在すれば
提供される安定性にとつて代わるように補綴交換
を行なうことによつて、膝関節に対し前後方向の
安定性を与えなければならない。最近まで、かゝ
るケースの大部分は、安定ヒンジ型膝関節補綴を
用いることで処理されてきた。しかし、この補綴

にはあつてくなくことに前記弛緩問題があると思われるうえ、埋込を行なうには比較的多量の骨を切除しなければならないので骨の損失が大きい場合が多い。骨の壊死は骨に加わる機械的応力が変化するために起るから、ヒンジ型膝関節補綴の場合の問題でもある。前記ケースをトータル、コンジラー (Total Condylar) および類似の膝関節補綴として知られる補綴のような表面交換補綴によつて処理することがごく最近試みられている。しかし、これらの膝関節補綴は支承面が理論的には点接触であり、前記付随問題を抱えると共に、少くとも部分的にはこうした点接触支承面に起因する不安定および脱臼問題を伴う傾向がある。

十字形靱帯がある場合、それらは重要な内的安定材であると共に、大腿骨および脛骨の顆状突起の形状と相俟つて膝関節の回転軸を制御するので、外科医なら大抵それらをそのままにしておきたいと思うであろう。なお、これらの靱帯によつて前後 (A-P) 方向の安定性が得られるから、たとえ適当な設計の全台板形補綴によつて程よい安定

単区画交換の場合、十字形靱帯はそれらが欠けると単顆状突起交換のとき安定性が不十分になるので、必ず保持しなければならないから、かゝる場合には十字形靱帯を収容する設計が必要である。

単区画交換は、適当な支承設計のものであれば、膝関節の 3 区画全部を交換することによつて正常な構造を犠牲にすることなしに、病疾区画だけを外科的に回復することができる。なお、交換する区画の数を減らせば、補綴の摩耗生成物を減らす効果が得られる。最近の証拠が示唆しているところでは、前記摩耗生成物は補綴に対して悪い生理的反応を示しており、この反応のうちには補綴の骨に対する接着が益々弛緩する傾向が含まれる。最近の実験的膝関節概念、すなわちオックスフォード式膝関節は、凹凸形浮遊要素を使用することにより調和性を保持しつつ過拘束の問題を部分的に解決しているようである。あいにくではあるが、この膝関節にはいくつかの問題があり、それらがその有用性を制約しているようである。本発明、すなわちニュージャージー式凹凸支承形膝関節補

性が得られる場合であるにせよ、十字形靱帯は保存することが望ましい。

なお、十字形靱帯が作用すると膝関節の回転軸が変化するので、筋肉がより効率的に利用される結果になる場合があるため、これらの構造を保存すれば、膝関節交換後の生理機能をよりよいものにする事ができる。

しかしながら、十字形靱帯を保持する場合に得られる生理上の長所が非調和支承面の増加および脛骨補綴支承面の減小のような、前記靱帯を保持する場合に設計面で妥協を行わなければならない短所よりも重要かどうかははつきりしていないので、双区画および 3 区画交換の場合十字形靱帯を保持することが望ましいかどうかは十分には確定されていないけれども、本出願において説明する設計は前記設計上の妥協を取除きあるいは埋め合わせるものであるため、十字形靱帯を保持する際の利益が保たれると共に補綴がうける負荷に耐える能力の損失は最小限であるか殆ど問題にならないものである。

綴 (NJMBK)、は同じ概念を利用し様式を改良したものであり、オックスフォード式設計に予想される疑問のいくつかを回避することを目的としている。

オックスフォード式膝関節を第 1 A および 1 B 図に示す。大腿骨成分 101 は、それぞれ一定の半径を有する 2 つの金属球面部分から成る。支承挿入物 102 は形が円形であり浅い球形上面と平らな下面とを有する。脛骨上板 103 は実質的には 2 つの平板であり、フィン 104 により前記各平板の脛骨に関して中央側の端において固定される。

第 1 A および 1 B 図のオックスフォード式膝関節の設計には、いくつかの重大な問題がある。最も基本的な問題は、装置の屈曲範囲が制約されているため、支承挿入物 102 が脱臼を生じる可能性である。第 2 A および 2 B 図からわかるように、この設計は屈曲約 90° に至る優れた調和接触を提供するが、この点をこえると半径が 1 定しているため補綴を人の膝関節に合わせる必要上課される形状の制約内では正しい接触を提供できない。屈曲

が実質的に90°をこえると、支承挿入物102は端部で接触し、そのために変形して脱臼する場合もある。90°の屈曲は機能的見地からは十分であるが、屈曲が実質的に90°をこえるいろいろな動作が行われる（低い椅子に座る場合や、低い椅子に座つてから直立姿勢に戻る場合など）から、この範囲に運動を限定するのは非実質的である。

挿入物の脱臼の問題は、第3Aおよび3B図に示されるように、膝関節が軸回転するとより難しくなる。第3A図には、支承挿入物102が90°屈曲したときの位置が示されており、この場合膝関節の軸回転は加味されていない。第3B図には、支承挿入物102が90°屈曲したときの位置が示されているが、このときは屈曲のほか15°（実線）と30°（破線）の軸回転を加味されている。膝関節の90°の屈曲と30°の軸回転が組合わせると支承挿入物102は大きく突出するので、脱臼の危険が生じる。

歩行の遊脚期の間膝関節の1区画が正常に動揺しても、第4図に示されるように、先行技術によるオックスフォード式膝関節の支承挿入物102は

である。

脱臼の問題を扱うことを目的とするオックスフォード式膝関節の別の実施例が第6A～D図に示されている。不幸にも、この設計には、少なくとも材料が今この成分に普通に使用される材料である場合は、この設計を実施不能にするいくつかの欠陥がある。前後（A-P）方向の行程限度は本発明のものと比較すると大きく制限されている。第6C図の断面から解るように、プラスチック支承挿入物102には実質的非被支持部分109がある。プラスチック支承挿入物102のたわみが起ると、負荷を他の部分に伝えるので、支承圧縮応力が大きく増加する。第6D図の断面図から解るように、高い応力が内部空腔の保持ピン110の頭部、特に保持ピン110の縁部および保持ピン110の端部と内部空腔間の接触部に生じる。なお、保持ピン110が使用してあるため、大腿骨および脛骨成分を埋込んでのち支承要素を取付けることが困難になつてゐる。何故かといへば、支承挿入物102を取付けるには、ピンの高さに相当する長さに対し関節

拘束なく脱臼するに委される。

オックスフォード式膝関節の別の短所は、第5Aおよび5B図から解るように、接触面の弧が浅いこととその浅い弧を設置していることから生じる。第5A図には、105と名称を付けた解剖斜路高さを有する正常な膝関節が示されている。第5B図において、オックスフォード式補綴の斜路高さ106は解剖斜路高さ105より実質上小さいので、オックスフォード式補綴の提供する中心から横方向への安定性は正常な膝関節の提供するものより小さいことに注意を要する。たとえば、中心から横方向へ剪断負荷がかかると、余分な応力が骨の切除のためすでに傷がつけられている可能性がある十字形靱帯に対して加えられる。なお、この負荷は、膝が屈伸するにしがたい、支承挿入物102の端107と脛骨の切除端108との間に望ましくない摩擦を生じることになる。

オックスフォード式設計が含む他の弱点は、後述されるように、膝蓋骨を交換する余地がないことと脛骨丘成分の負荷支承性が比較的貧弱なこと

を普通引離すに要する長さを加えた分だけ靱帯を引伸すことによつて膝関節を引離さなければならぬからである。

本発明は機能障害を起した人の膝関節の全部または1部を交換する改良補綴を指向する。

本発明の目的は、支承挿入物の膝関節の屈曲に関する移動が大腿骨と脛骨の顆状突起間の接触面積の中心における正常な解剖構造的移動に類似する膝関節補綴を提供することにある。

本発明の別の目的は、支承面に完全な調和性と剛性が存在する場合であつても1つ以上の軸のまわりでの回転が容易に出来る膝関節補綴を提供することにある。

本発明の別の目的は、先行技術による浮遊支承挿入物型膝関節補綴によつて得られるよりも脱臼高さの大きい、したがつて脱臼特性の改良された膝関節補綴を提供することにある。

本発明の別の目的は、中心から横方向への安定性が改良され、実質上支承挿入物（複数）の軸回転や前後（A-P）方向の移動によつて影響をう

けない膝関節補綴を提供することにある。

本発明の別の目的は、支承挿入物の傾斜や脱臼の可能性が実質上減少される膝関節補綴を提供することにある。

本発明の別の目的は、再生された膝関節が十分に屈曲できる膝関節補綴を提供することにある。

本発明の別の目的は、十字形靱帯を保持することができかつ膝蓋骨-大腿骨および脛骨-大腿骨両方の連接を有効にすることができる膝関節補綴を提供することにある。

本発明の別の目的は、先行技術による浮遊支承挿入物型膝関節補綴に比較して弛緩や破損傾向の少ない膝関節補綴を提供することにある。

本発明の別の目的は、脛骨台板と脛骨間の接触応力が最小化されるような十字形靱帯の保持ができる膝関節補綴を提供することにある。

本発明の別の目的は、単区画、双区画、および3区画膝関節交換の実施例に適合しうる膝関節補綴設計を提供することにある。

第7～21図を参照すると、これまで3区画膝関

節121と称される。本発明の内容によれば、反時計前後方向における支承面121は1連の回転面で形成される円滑な連続面であり、各回転面の形状は共通母曲線（一般にFと称する）を複数の母軸の廻りに各対の主要母半径により（各対の主要母半径の各半径が等しい場合は各主要母半径によりそれぞれ）しかも各回転角度だけ回転することにより面かれるか決まる。

この共通母曲線Fは円滑で連続な平面曲線であり、第7図から解るように、その形状は(i)距離Xだけ離れている各中心 H_1 および H_2 から2つの半径 A_1 および A_2 によつてそれぞれ作られる2つの弧 K_1 および K_2 、(ii)それぞれが弧 K_1 および K_2 に正接すると同時に、弧 K_1 、 K_2 に対し正接する線Gに関してそれぞれ角度 α_1 および α_2 をなす、2本の接線123および124、ならびに(iii)中心 H_3 から半径Bにより作られる弧 K_3 によつて決まるが、この場合弧 K_3 も接線123および124に対し正接する。

ここで、本発明の一般内容のより詳しい解説が説明される第23図を参照すると、支承面121の形

節補綴と称され、第7、8、および9図に最もよく示される大腿骨成分111；第27図に示されると共に第10、11、および12図に最もよく示される中間膝蓋骨支承成分113と第13および14図に示される膝蓋骨固定成分114から成る膝蓋骨補綴112；および第27図に示されると共に第15、16、および17図に最もよく示される脛骨台板成分116と第18、19、20、および21図に示される中間脛骨支承成分117から成る脛骨補綴115を含む本発明を実施する内骨格補綴が示されている。

ここで第7、8、および9図を参照すると、2つの顆状突起119～119と1体に形成されたフランジ118を反時計-前後方向に含む大腿骨成分111が詳細に示されている。大腿骨成分111はさらに1対の固定ポストを含むが、1本の固定ポストだけ、すなわち120、が示されている。フランジ118の外面は膝蓋骨を連接するための支承面の大部分を提供する。顆状突起119は人の大腿骨の顆状突起表面に代わるために提供される。フランジ118と顆状突起119～119の各支承面は一般に支承面

状（第7図）は1連の回転面部分によつて決まるかまたは描かれ、それらの各部分はそれぞれ共通母曲線Fを各母軸の廻りに各対の主要母半径により（または各対の主要母半径の各半径が等しい場合は1つの主要母半径によりそれぞれ）しかも各回転角度だけ回転することにより決まるか面かれることが理解されよう。回転面の各部分を画く場合、共通母曲線Fは、第23図に示されるように、共通母曲線Fが接線Gに接する点 M_1 および M_2 からのそれぞれの距離（最短距離）である1対の主要母半径 D_1 と D_2 により母軸に関して向きづけられ、そこで、第22図を参照すると、この図は支承面121の形状を決める1連の部分による回転面 S_1 、 S_2 、 S_3 、および S_4 が面かれる様子を示す説明図であり、しかもこの図において曲線Qは表面部分を画く各母軸の廻りの回転により生じる線G（第23図）に沿つて見るときの点 M_1 および M_2 の図形を表わすことが理解されよう。

第22図に見られるように、支承面121の形状は1連の回転面部分によつてきまるのであり、各部

分を画く各対の主要母半径 D_1 および D_2 はそれぞれ母曲線 F の回転が各母軸の廻りで反時計前後方向に進むにしたがつて長さが減じることがさらに理解されよう。本実施例においては、また第23図に示されるように、各対の主要母半径 D_1 と D_2 はどの場合も等しいから、どの場合も第22図に示されるような1つだけの主要母半径 R (すなわち R_1 、 R_2 、 R_3 、および R_4) によつて置き換えることができる。本実施例の場合、支承面121は4つの回転面部分 S_1 、 S_2 、 S_3 、および S_4 からなるものである。

S_1 は共通母曲線 F を角度 θ_1 だけ主要母半径 R_1 により第22図の面に直角な母軸 C_1 の廻りに回転することによつて画かれる。本実施例の場合、 R_1 は無限大に等しい(先第10、11、および12図の中間膝蓋骨支承成分113だけが部分 S_1 と連続するのであるから、この部分は膝蓋骨-大腿骨支承面部分と呼称することとする。

部分 S_2 は共通母曲線を角度 θ_2 だけ主要母半径 R_2 により C_1 に対して平行な母軸 C_2 の廻りに回転することによつて画かれるが、このとき R_2 は A_2 に等し

る。再び支承面121が連続で円滑であるためには軸 C_4 が C_3 を通過し部分 S_3 の端を定める放射線 L_3 上にあることを要する。

前記後者2つの部分は、それぞれ、第1および第2後部大腿骨支承面部分と呼称することとする。

再び第8図を参照すると、第8図は第7図に示される本発明の実例の実施例の断面図であり、第22図に示される回転面部分 S_1 、 S_2 、 S_3 、および S_4 が第8図のそれぞれの位置に示されているのも解るであろう。

本発明の1つの実施例の場合、各角度 θ および各主要母半径はそれぞれ次の通りである、

弓形	θ (度)	主要母半径 (インチ)
S_1	0	∞ (変換値 0.612インチ)
S_2	107.75	1.388
S_3	62.25	0.801
S_4	62	0.578

再び第8および22図を参照すると、母軸 C_1 、 C_2 、 C_3 、および C_4 が互に平行であることが注意される

い半径 A_1 に等しい。これらの両半径は等しいから部分 S_2 は2つの球面を包むことが理解されよう。支承面121が連続で円滑であるためには、軸 C_2 が軸 C_1 に平行で部分 S_1 の端を定める放射線 L_1 上にあることを要する。この部分 (S_2) は中間膝蓋骨支承成分113と中間脛骨支承成分117の両方が共にこの部分に連続するため、また正常歩行の間前記両成分に最大負荷が生じる時点はこれらの成分がこの大腿骨支承部分に連続する時点であるため特に重要である。故に、この部分 (S_2) は第1負荷支承面部分と呼称することにする。

部分 S_3 は共通母曲線 F を角度 θ_3 だけ主要母半径 R_3 により C_2 に平行に配置された母軸 C_3 の廻りに回転することによつて画かれるが、この場合 R_3 は R_2 より小さい。再び支承面121が連続で円滑であるためには、軸 C_3 が C_2 を通過し部分 S_2 の端を定める放射線 L_2 上にあることを要する。

最後に、部分 S_4 は共通母曲線 F を角度 θ_4 だけ R_3 より小さい主要母半径 R_4 により C_3 に平行に配置される母軸 C_4 の廻りに回転することによつて画かれ

と同時に、接線 Q が実質上各母軸に対して平行に向きづけられることが理解されるであろう。しかし、本発明の内容によればかかる事柄は不要であるので、各母軸は互に平行でなく向きづけることができるし、第23図に例証される一般の場合に示されるように、接線 Q は各母軸に対して平行でなく向きづけることができる。

再び膝蓋骨補綴、特に第10、11、および12図の中間膝蓋骨支承成分113を参照すると、さらに本発明の内容によつて、この中間膝蓋骨支承成分113が大腿骨成分111の支承面121とかみ合うための負荷支承面121を提供していること、およびこの負荷支承面125が第1負荷支承面部分126、1対の第2負荷支承面部分127と128、さらに126と127および126と128の間に1対の遷移部分129と130をそれぞれ含むことが理解されよう。なお、中間膝蓋骨成分113の負荷支承面125の形状は大腿骨成分111の支承面121の部分 $S_1 \sim S_4$ を画くために使用される共通母曲線 F により決められることが本発明の内容により理解されよう。

第11図を参照すると、共通母曲線 \mathcal{F} を角度 θ_0 （1つの実施例の場合角度 θ_0 は20°に等しい）だけ母軸 C_0 の廻りに第23図に示される1対の主要母半径 D_1 および D_2 （この場合 D_1 および D_2 はそれぞれ第22図に示される主要母半径 R_2 に等しい）により回転することにより第1負荷支承面部分126の形状が決まることが解るであろう。故に、第1膝蓋骨負荷支承面部分126は大腿骨支承面121の第1負荷支承面部分 B_2 と調和して釣合りから、その第1大腿骨支承面部分 B_2 と連接すると摺動面接触が得られる。第11図の膝蓋骨負荷支承面125の第2負荷支承面部分127および128も同様に支承面121の膝蓋骨-大腿骨支承面部分 B_1 （第8図に示される）に釣合りので、それら部分の形状は共通母曲線 \mathcal{F} を大腿骨支承面121の部分 B_1 の形状を画いたときに行つたように、無限大の主要母半径により（かつ軸 C_0 に平行に）軸 C_0 の廻りに回転することによつて決まるか画かれる。故に、膝蓋骨補綴第2負荷支承面部分127および128は大腿骨支承面121の膝蓋骨-大腿骨支承面部分 B_1 と調和して釣合り

(第41頁)

中間膝蓋骨支承成分113は、第13および14図の膝蓋骨固定成分114により人の膝蓋骨の残分に止められる。膝蓋骨固定成分114は、金属板133の背面にある十字形固定フイン131および132にアクリル接着剤かセメントをつければ、残っている人の膝蓋骨に対して適当に固定することができる。かゝる固定フインは第25図に示されるように傾斜負荷に抵抗するばかりでなく薄い金属板133を使用することもできるようにする。このように薄い金属板を使用できることは、誰の希望でも補綴交換のために生じる膝蓋骨全体の厚さの変化が膝蓋骨の機能、外科手術後の皮膚のふさがり、および美容に対する悪影響を最小限にとどめることであるから望ましいことである。固定フイン131、132、および金属板133は膝蓋骨残分を補強し強化することにより、膝蓋骨残分が破損する可能性を最小化する。第13図に示す金属板133の反対面すなわち腹面は中間膝蓋骨支承成分113の第2支承面134と組合わされる団塊的第2固定成分支承面から成るが、この反対面には中間膝蓋骨支持成分113を

ので、その大腿骨支承面部分 B_1 と連接すると、摺動面接触が得られる。遷移部分129および130は共通母曲線 \mathcal{F} を角度 θ_0 だけそれぞれ軸 C_7 および C_8 の廻りに1つの実施例の場合両者共約0.30インチの1対の負の主要母半径（第23図に示される側とは共通母曲線に関して反対側を向く）を回転することによつて決められる。これらの遷移部分129および130は、大腿骨支承面121の部分 B_2 と第1負荷支承部分126との接触が大腿骨部分 B_1 と第2負荷支承部分127および128との接触に変わるにしたがい、それぞれの界面附近において大腿骨支承面121の部分 B_2 および B_1 と線接触により係合する。

本発明による膝蓋骨補綴の別の実施例の場合、第2負荷支承面127および128を水平面に関し下向に傾ける（第11図見られるように）傾ければ、人の膝関節が全伸展している間膝蓋骨補綴112の大腿骨成分111に関する向きづけをよりよく調節することができるから、第2負荷支承面部分127あるいは128にかゝる負荷分布をより一層均等にすることができる。

(第42頁)

膝蓋骨固定成分114に対しスナップ嵌合により保持するボタン135が設けてある。第13および26図に示されるように、ボタン135の外径は2つの正接する半径を含む曲線により形成されるため、雄保持面136と中間膝蓋骨支承成分113に設けられ雄面に対応して形成される雌面137（第10図）とのかみ合いが滑らかになる。形状がこのような形成であるので、雄成分を雌成分の中に容易に挿入することができるから、これまでスナップ嵌合の配位のためによく起つたひずみが生じない。かみ合う各円錐部分は第2圧縮力・推力各支承面をさらに提供する。ボタン135には一般には円錐形に形成さる支承面138が設けてあり、この面は中間膝蓋骨支持成分113上にこの面に対応する形状により設けられる円錐形の第2支承面134（第10図）と調和、すなわち面回転かみ合い、により回転式にかみ合うから、膝蓋骨を大腿骨支承面121および大腿骨末端に関し軸 $A-8$ （第27図）の廻りに回転することができる。

なお、第13図を参照すると、膝蓋骨固定成分114

にはピン 139 が設けられており、このピンは中間膝蓋骨支承成分 113 (第 10 図) に形成される相手の彎曲部 140 にかみ合うので、中間膝蓋骨支承成分 113 と膝蓋骨固定成分 114 間の相対的な回転を制限することができるから、埋込の間およびそれに引続いて行われる実際の使用の間中間膝蓋骨支承成分 113 と大腿骨支持成分 111 間に起る向きの変化を防ぐことができる。さらに、このように回転を制限することは適度に必要であることがわかつていいる。というのは、浸出(血液の盛り上り)が生じると 1 時的にはあるが中間膝蓋骨支承成分 113 の負荷支承面 125 の大腿骨成分 111 に対する折制効果がなくなる場合があるからである。

さらに注意を要することであるが、第 10 ~ 14 図に示されるように、中間膝蓋骨支承成分 113 と膝蓋骨固定成分 114 は第 1 負荷支承面 126 の中心を通ると同時に第 1 負荷支承面部分 126 を造る母軸 C_0 を通る面に對して対称につくられるから、同じ膝蓋骨補綴を左右どちらの膝調節にも使用することができる。2 つの第 2 負荷支承部分 (127 およ

び 128) を負荷支承面 125 に設けるのはこのためである。

第 28 A、28 B、29 A、29 B、30 A、および 30 B を参照すると、3 区画補綴の膝蓋骨 - 大腿骨部分は大腿骨成分 111 の支承面 121 と中間膝蓋骨支承成分 113 の負荷支承面 125 間に面すなわち調和接触を生じるけれども短かい遷移期の間にかぎり前記支承面間に線接触を生じる様子が図面で説明されている。まづ第 28 A および 28 B 図を参照すると、膝関節が全伸展するとき四頭股筋群は四頭股筋力 R_q を生じるが、正常運動の場合この力は全伸展時には非常に低いことに注意を要する。力 R_q の向きのため、結果として生じる第 28 B に示す膝蓋骨 - 大腿骨圧縮力 R は力 R_q のほんの小部分である。人の関節の動作がこの期にある間は、大腿骨成分の支承面部分 B_1 と膝蓋骨成分の支承面部分 127 (または 128) 間には面接触が存在している。(第 8 および 11 図参照)

ここで第 29 A と 29 B 図を参照すると、正常な歩行周期にみらる負荷支承立脚期が線図で説明され

の遷移に丁度入る個所である。この個所では、大腿骨支承面部分 B_2 と膝蓋骨第 1 負荷支承面部分 126 との間で摺動面接触が行われる。故に、前記した遷移すなわち瞬間線接触は重要なことではない。なぜなら、この時点においては四頭股筋力 R_q は比較的小さいし、たとえ大きいとしてもその結果としての圧縮力 R は力 R_q と R_q' により造られる角度が大きいためなおかなり低い筈だからである。面接触が必要な時は、歩行負荷を支えたりその他の運動期にある時のような圧縮力 R が大きい時に限られる。

大腿骨成分 111 にある領域 B_1 と B_2 、これらに対応する遷移部分 129 または 130 と、第 1 および第 2 負荷支承面部分 126 および 127 (または 128) が必要とされるのは、膝蓋骨の上部が第 28 A 図のような全伸展時大腿骨から持上つたり、第 29 A および 30 A 図に示されるような中程度および全屈曲時でも、中央部での面接触によるかみ合ができるような解剖的連係を生じるためである。

ここで第 30 A および 30 B 図を参照すると、深い

膝関節の屈曲が図面により説明されており、膝蓋骨-大腿骨圧縮力 R が最大になるのは深い膝関節の屈曲が行われる期間であることが解らう。膝蓋骨負荷支承面 125 (第 11 図) は脛骨-大腿骨連接が全伸張時に生じると同じ面部分 B_2 (第 8 図) に連接するから、支承面 121 の第 1 負荷支承部分 B_2 が歩行期間の最大負荷時における両連接(膝蓋骨-大腿骨および脛骨-大腿骨)の連接を行なうための大腿骨支承面を提供すると共に、この共用性が本発明の顕著な特徴であることが理解されるであろうしまた第 30 A 図の説明通りである。勿論、人の膝関節の解剖に詳しい者には既知であるように、このような状態(人の顎状突起の 1 部と膝蓋骨および脛骨両支承面間に共通する連接)は人の解剖関節には存在しない。

第 31 図に示されるように、人の膝関節の場合、人の膝蓋骨が連接する大腿骨前部関節軟骨は脛骨に連接する関節軟骨と異なる。かゝる自然の構造は人の歩行が発達する過程で膝関節の構造上および連接上の必要を正確にかみ合わせるように適

合ひ嵌合(支承面 134 と 138)のため前記成分間の回転が可能であると同時に、この回転が埋込時に起り得る外科的な不良調整や屈伸運動の際人の大腿骨について普通に見られる膝蓋骨の小さな回転を調節するうえで非常に望ましいものであることが注意されねばならない。

ここで第 18、19、20、および 21 図、すなわち各図に示される中間脛骨支承成分 117 を参照すると、この成分はその上側においては第 1 負荷支承面 141 をまたその下側においては 2 次負荷支承面 142 を提供している。第 1 負荷支承面 141 も回転面として形成されており、その形状は大腿骨支承面 121 の部分 $B_1 \sim B_4$ の形状と膝蓋骨支承面 125 の形状を画くために使われる曲線 P と同じか非常に似た共通母曲線によつて決まるように面かれる。

ここで第 19 図を参照すると、第 1 負荷支承面 141 は曲線 P と実質上同じ母曲線を角度 θ_0 (本発明の 1 つの実施例の場合 θ_0 は 60 度に等しい)だけ第 23 図に示されるのと同じ主要母半径 D_1 および D_2 により同じ母軸 C_0 のまわりに回転することによって決まるこ

合してゐるのであり、かゝる正確な組み合わせはいろいろな人の膝関節に大きな個人差があると同時に、かゝる精度を再現するには外科的困難が伴なうため交換膝関節補綴の場合には現実的ではない。故に、膝蓋骨および脛骨両方を連接するために共通な大腿骨補綴の第 1 負荷支承面部分 B_2 を使用することは、摩耗寿命を引延すために必要とされる摺動面かみ合いあるいは連接の調和を提供する点で重要な特徴を意味する。

再び第 10 図を参照すると、膝蓋骨負荷支承面 125 が大腿骨支承面 121 へのかみ込みの深さ、第 10 図の T は大きいので、側方への推力に対して十分な半弛緩抵抗を与えることができる。個人差はあるがこの寸法が小さいか過度な膝関節の外反がある場合は、膝蓋骨の半弛緩が普通にみられることがわかつてゐる。しかし、多くの既知の先行技術による装置の場合、前記に相当するかみ合いの深さは不十分であつたかまたは全く存在しない。なお、再び第 10 および 13 図を参照すると、中間膝蓋骨支承成分 113 と膝蓋骨固定成分 114 間の面回転かみ

とがわかる。ただし、この場合、 D_1 および D_2 はこのときもそれぞれ第 22 図に示される R_2 に等しいものとする。故に、脛骨第 1 負荷支承面 141 は大腿骨支承面 121 の第 1 負荷支承面部分 B_2 と実質的な面接触の状態にあると共に、大腿骨第 1 支承面部分 B_2 と連接の際その部分と摺動面接触によりかみ合う。このため、第 29 A および 29 B 図に示されるように、歩行期間最大負荷が経験され膝関節がほぼ 36 度屈曲される脛骨-大腿骨界面において実質的に調和された連接が得られる。

その図形、すなわち具体的には負荷支承部分 B_2 の形状、は、第 32 A および 32 B に示されるように、説明した膝蓋骨-大腿骨および脛骨-大腿骨の好ましい連接が生じるばかりでなく、中間脛骨支承成分 117 が脛骨台板 116 上の前方位置に保持されるように形成されるものとする。膝関節がわずかに屈曲されるにしたがい、大腿骨にしたがつて中間脛骨支承成分 117 は、第 33 A 図に示されるように脛骨に關して後方に移動してから、脛骨台板 116 のほぼ中央位置をとる。さらに屈曲が行われると、

第 33 図に示されるように、脛骨の大腿骨に關する後方への移動がさらに生じるうえ大腿骨顆状突起の形のため、中間脛骨支承成分 117 がさらに少し後方へ移動する。この後方への移動は、ニュージャーシー式凹凸挿入物型膝関節交換補綴においては第 8 図に示されるように、弓形 B_3 および B_4 に小さい主母半徑を使用しているため、屈曲角度が 40° 度をこえると減少される。部分 B_3 と B_4 に対しより小さい主母半徑を使用しているため、中間脛骨支承成分 117 が過度に移動することなしに全屈曲を行なうことができる。このことは、先行技術であるオックスフォード式膝関節には見られることのない本発明の重要な特徴である。

0～90 度の屈伸範囲には内骨格補綴を装着した人が行なうと思われるほとんどすべての運動が含まれる。35～95 度範囲における連接は第 8 図の大腿骨第 1 後方支承部分 B_3 に生じるから、第 30 A 図に示されるような線接触が生じる。このような線接触や非調和は摺動面接触より望ましくないけれどもそこに生じる接触応力は許容できる程低い

ねばならない。90 度をこえる屈曲ができる膝関節補綴はわずかしかないうえ、屈曲できる膝関節補綴は軸回転が適度にはできても経験する接触応力が本発明の場合よりはるかに大きい。この最後の領域を設けてある理由は、坐るときには小さい負荷が膝関節にかゝるが、このときよく必要とされる極限範囲の屈曲を中間脛骨支承成分 117 を後方へ過度に移動せずに行なうことができるようにするためである。

部分 B_3 と B_4 に関連する 2 つの非調和または線接触による接触は許容されるから、正常な顆状突起の形状に適度に近似させれば、ほぼ正常な屈曲および伸展運動を得ることができる。この様な線接触による非調和が起る個所は 1 つの寸法個所だけであつて、大抵の先行技術による補綴の場合のように 2 つの寸法ヶ処ではないから、中間脛骨支承成分 117 を過度に移動せず正常な膝関節の運動が得られるうえ、接触応力が大部分の正常な運動に關する許容限度内に保たれる。

第 18、19、20、および 21 図の第 2 支承面 142 は中間脛骨支承成分 117 の下側にある。この支承面

うえ、この期の屈曲における歩行時の負荷は 0～36 度範囲の線接触期における負荷よりずっと小さいので、正常な運動を行なうに要する屈曲を十分に行なうことができる。この範囲で膝関節の運動を行なう場合は 0～36 度範囲で行なう場合より関節に対して重い負荷が生じる頻度はずっと少ないから、より高い周期的あるいは凝移的な応力は許容されてよいし、また疲労や過度な摩擦が生じることもない。95 度から 140 度までの屈曲は大腿骨補綴の大腿骨第 2 後部支承部分 B_4 によつて受けられる。しかも、かゝる屈曲時に予想される応力は、恐らくどんな膝関節補綴を付けている人でも、勿論、避けるなければならない深いしやがみ込みのような膝関節の深い曲げ動作時を除けば、重大な永久変形が予測されることはないと思われる応力である。このような応力が起ると予想される頻度は低いから、疲労はこの個所（部分 B_4 ）においては問題にならない。明らかなことであるが、かゝる関節を付けている患者には深く膝関節を曲げたり類似の運動を行なつたりすることを思い止まらせ

は平坦面 143 と突出パチ形面 144 からなる。平坦およびパチ形支承面は、第 15、16、17 および 34 図に示される脛骨台板成分 116 の上面 145 と前肥成分にある軌道面 146 および 154 に対して面接触によりかみ合う。

第 15、16、および 17 図に示されるこの脛骨台板 116 は、十字形靱帯が取り付けられる基部脛骨の部分が嵌合する切欠き部分を有する厚板 147 からなる。2 つの曲軌道 148 と 153 が厚板 147 に設けられる。これらの曲軌道 148 および 153 は 2 つの同一の中間脛骨支承成分 117 を受けると共にそれらを拘束することが第 32 A および 32 B 図からわかる。これらの支承挿入物は第 18～21 図に示される中間脛骨支承成分と実質的に同じである。脛骨台板成分 116 の厚板 147 の形状は、よい荷重支持が得られるように出来るだけ脛骨の外皮質骨とかみ合うように、またこの成分を左右の脛骨に対して使えるように形成される。3 本の短かいスパイク 149、149 および 172 は関節に対する負荷の配分に役立ち、余分な負荷を多孔質骨に対して伝達すると共

に、若し引張負荷があればそれに抵抗する。中間脛骨支承成分117と脛骨台板成分116が両方共対称であるため左や右の向きを指定する必要がなくなるので、埋込を行なう外科医が埋込時こうした事柄にわづらわされる心配がなくなる。

第16図における曲軌道148の形状からわかることであるが、中間脛骨支承成分117は中心位置から前後方向に動くにしたがい、互にいくぶんより近づき方向に動く。偏心支承挿入物を使用すれば内側への移動を相対的に大きくすることができて非調和がほとんどないことは第3Aおよび37B図により知ることができる。例えば、中間脛骨支持成分が全体で6mm動くと、分離距離には0.5mmの変化が生じる。この分離距離の変化は、曲軌道148の壁150および151(第34図)とこれらにかみ合う第19図の中間脛骨支承成分117の突出パチ面144との間に、ごくわずかな非調和面を用いたうえわずかな隙間を設けるかそのどちらかを行なうことにより容易に調節される。大腿骨補綴の部分 R_2 との接触を行なう場合、1つの実施例で用いられる

率の中心152があるが、各成分がすべて組立てられると、大腿骨成分111の第1負荷支承部分 R_2 の右球面半径の中心155(第7図参照)を通過する。ゆえに、この法線の廻りにだけ回転できるように補綴を押えたとしても、その運動は右側の球面接触と左側の軌道の曲率のため調節できるだろう(たとえ、プラスチックが完全に調和し剛いものでも)。同様に、左側の法線の廻りの運動も調節できるであろう。膝関節に予想される他のどの直角軸のまわりの運動であつてもその軸運動の場合、第36図に示されるように、中間脛骨支承成分117がわずかではあるが内側に動く。この内側への運動は、この運動が前後方向の移動によつて生じた場合と同様に、中間脛骨支承成分117の突出パチ面144と脛骨台板成分116の曲軌道148および153との間にごくわずかな非調和を造つたうえわずかな隙間を設けるかそのどちらかを行なうことにより調節される。拘束がより少ない先行技術であるオックスフォード式膝関節も、調和が完全ではあつても、軸回転と前後方向の移動を行なう余地はある。

接触非調和比は約0.99であり、Cは次のようにきまる。

$$C = R_2/R_2'$$

ただし、 R_2 =大腿骨成分111上の支承面121の第1負荷支承部分 R_2 の球面半径、および

R_2' =中間脛骨支承成分の第1負荷支承面141の球面半径(第19、20図)

とする。

接触応力はこうすれば非常に低くすることができ、必要な分離距離の変化も行なうことができる。前後方向の移動のほか、脛骨の軸回転が屈曲中に生じる。この回転は各接触面の形状、特に大腿骨成分111の第1負荷支承部分 R_2 および中間脛骨支承成分117の第1負荷支承面141の球面半径ならびに脛骨台板成分116の曲軌道148および153の曲率によつて調節される。第16図により最もよくわかるように、脛骨台板116の左曲軌道153の曲率の中心152は左曲軌道面154に直角な線上にある。この線はその上に左曲軌道153の曲

本発明の場合は、安定用軌道を利用できるようにしながら、かゝる運動が得られる。

本発明に利用される軌道のかみ合せ方法には次のいくつかの機能がある。

1. この方法によると中間脛骨支承成分117は回転は妨げられる。例えば、

(i) 先行技術であるオックスフォード式挿入物のより小さい円形の台板157と比較して非円形のより大きい支承台板(第38A図にある)を使用できるようにしてある。本発明により生じる脱臼高さ158も、第38B図に示されるように、先行技術であるオックスフォード式挿入物の脱臼高さ159より大きい。このように高さを大きくしてあるため、大きな圧縮負荷により摩擦が生じた場合支承挿入物を前後方向に動かすための移動力を大きくすることができる。

(ii) 第38C図でわかるように非心(すなわち、前後方向で見て非心)の球面半径160を使用できるようになっているので、内側かみ合い高さ161が相対的に大きいため、中心または横方向

の安定性が増している。このことは、その内側かみ合い高さ 163 が結果として相対的に小さくなっている先行技術であるオックスフォード式膝関節の中心球面半径 162 と対比さるべきである。本発明のかみ合いは改良されているので、軸回転や前後移動によつて影響されない。従来の設計ではこうはいかない。

2. この方法によれば、曲軌道 148、153 それぞれの 1 部を固定する特徴が得られる。この特徴に寸法のより長い中間脛骨支承成分 117 が加わるので、前記した先行技術によく見られる傾斜や脱臼の可能性が除かれる。

3. 曲軌道 148、153 はスラスト面を提供するので、中心から横方向にかゝる剪断荷荷はオックスフォード式膝関節の場合のような補綴と骨の摩擦接触が全くないこの補綴によつて全部引受けることができる。

故に、本発明すなわちニュージャーシー式凹凸挿入物型膝関節交換補綴 (NJMIK) は少量の非調和性 (および簡単性) を犠牲にすることによつて

限界を勘案することは非常に有利な交換条件であると思われる。

このほかの利点は使用する脛骨固定方法に由来する。

脛骨成分の弛緩と損傷は膝関節交換補綴の主要な問題である。このことは先行技術であるオックスフォード式膝関節に使用されるマツキントッシュ型台板について該当する。この型の台板の間隙は第 39 A と 39 B 図に画かれており、後部負荷 164 と横方向負荷 165 が示されている。後部負荷 164 のため、脛骨の後部には圧縮応力が、また前部には引張応力が生じることには注意を要する。脛骨台板の前部は、第 39 A 図からわかるように、引張応力のため持ち上る傾向がある。また、固定フイン 166 が応力を集中する大きな効果もある。脛骨台板が傾いても後部でまたは横方向へ骨を大きく圧縮する応力が生じるため、第 39 B 図に示されるように、骨の損傷する傾向が増大する。

本発明による単区面型補綴の例えば第 40 A および 40 B 図に示される脛骨台板 167 の場合、傾斜負

安定性の大きな改良を達成するものである。NJMIK の長所と相異を先行技術たるオックスフォード式膝関節の設計と比較すると、次のように要約することができる。

(a) 大腿骨成分 111 の後部部分 S_3 と S_4 (第 8 図) により小さい主要母半径を使用しているため、全屈曲ができると共に、中間脛骨支承成分 117 の過度な移動を伴わない全屈曲ができる。

(b) 起りうる中間脛骨支承成分のいろいろな脱臼モードがない。

(c) 摩擦に打勝つより大きい挿入物移動力が生じる。

(d) 中心から横方向へのより大きい安定性が生じる。

(e) 有効な膝蓋骨-大腿骨連接と脛骨-大腿骨連接との組合せが得られる。

NJMIK の主要な短所は人の膝関節にも存在するか、前述したように、屈曲が約 40° をこえると優れた支承の調和が失われることであるから、先行技術であるオックスフォード式膝関節設計に固有の

荷はスパイク 168 にかゝる反作用圧縮荷荷によつて抵抗をうける。スパイク 168 は第 41 A および 41 B 図からわかるように、直接圧縮力を支える役にも立つ。第 41 A および 41 B 図には、後部負荷 164 と横方向負荷 165 が第 39 A と 39 B 図の場合と同様に示されている。

効果が組合わされる (傾斜荷荷がスパイク 168 にかゝる反作用圧縮荷荷の抵抗をうけると共に、直接荷荷がスパイク 168 により部分的に支えられる) ため、本発明による脛骨台板 167 の場合、接着部にかゝる応力は比較的低下する。本発明による脛骨台板成分 116 は、第 16 図に見られるブリッジ 169 によつて傾斜力に抵抗する。ブリッジ 169 は、第 42 A 図からわかるように、2 つの脛骨丘部分 170 と 171 を結合するとともに負荷のある部分を一方の丘部分から他の丘部分へと伝達する。比較のため第 42 図に示したのは先行技術による柔軟台板を有する補綴であるが、これでは補綴と骨の界面を横切つて少しでも負荷の振分けを行なうには非効果的である。また、第 15 および 17 図に示さ

れる本発明の短かい前部スパイク 172 は後部負荷に抵抗する役目をする。なお、ブリッジ 169 は第 39 B 図に面かれている脛骨顆状突起の外向きに拡がる破損が生じないようにする。

技術に熟練したものであれば、また大腿骨成分 111 と膝蓋骨補綴 112 を再び参照すればさらに理解されるが、膝蓋骨固定成分 114 の支承面 173 と 138 (第 13 図) および中間膝蓋骨成分 113 の支承面 137 と 134 は軸の外科的な調整不良と正常な回転双方を調節するから、大腿骨成分 111 の支承部分 B_1 と B_2 および中間膝蓋骨成分 113 の負荷支承面 125 との間に面接触を生じることができる。同様に、更に理解されるが、中間支承成分 117 の支承面 143 と 144 それぞれおよびこれらにかみ合う脛骨台板成分 116 の支承面は軸の外科的な調整不良と正常な回転双方を調節するから、大腿骨成分 111 の第 1 負荷支承部分 B_2 と中間脛骨支承成分 117 の第 1 負荷支承面 141 との間に摺動する実質上の面接触を生じることができる。この実質上の調和は、第 29 A 図において示される歩行のうちの重要な立

び 47 B 図に示されるように、中間脛骨支承成分 117 と一緒に用いられるが、これは第 18 ~ 21 図に示される通りである。第 47 A および 47 B 図は脛骨台板 117 と中間脛骨支承成分 117 を組立てることによつて単区面式膝関節交換補綴が形成されることを示す。

再び第 18 ~ 21 図を参照すると、技術に熟練したものでならさらに理解されることであるが、中間脛骨支承成分 117 は手術中容易に取外せるから、この成分を適当な靱帯 (付随靱帯) の張力が得られる厚さの中間脛骨成分と交換することができる。

故に、多数のいろいろな厚さの中間脛骨成分を用意しておけば、埋込を行なう外科医は靱帯の張力を適度にできるものや外反膝用のものを挿入できるうえ、固定成分、例えば脛骨台板成分 116 や大腿骨成分、についていちいち調べる必要がない。なお、かゝる構造であるため、中間脛骨支承成分が異常または予想外に摩耗または変形している場合は容易に交換することができる。同様に、このことは膝蓋骨補綴 112 についても云えるから、中

脚期において生じる。

ここで、第 43 ~ 46 図を参照すると、本発明の双区面による実施例が示されているが、これには 1 対の別々の大腿骨成分 174 と 175 が利用されると同時に、第 45 と 46 図において鏡像で示されるように、膝蓋骨補綴 112 の使用が省かれている。特に第 43 および 44 図を参照すると、右側個別大腿骨成分 174 が示されているが、第 45 および 46 図に示される個別大腿骨成分 175 は第 43 および 44 図に示される右側個別大腿骨成分 174 の鏡像であることがわかるであろう。この実施例の脛骨補綴 115 は既述した脛骨補綴 115 と同じである。第 46 図を参照すれば理解されるが、個別大腿骨成分、例えば 175、にある負荷支承面 176 は第 8 図に示される部分 B_1 、 B_2 、および第 1 負荷支承部分である主要部分 B_2 と全く同じである。故に、これらの個別大腿骨成分 174 と 175 の部分 B_2 は前に説明したように中間脛骨支承成分 117 と面接触状態にあるから、前に述べたと同じ脛骨と大腿骨の連接が得られる。単区面交換の場合脛骨台板は、第 47 A およ

び 47 B 図に示されるように、中間脛骨支承成分 113 にいろいろの厚さのものがあれば、異常または予想外な摩耗または変形がある場合は交換することができる。

なお、理解されることであるが、大腿骨成分 111、膝蓋骨固定成分 114、および脛骨台板成分 116 はコバルト-クロム合金かチタニウムあるいはステンレス鋼のような外科手術用金属で作れるのなら好ましいのであるが、比較的剛く (接着剤にくらべて)、生調和性があり、加わる負荷に耐えられ、かつ中間支承挿入物に対して十分な支持性を有するものならどんな材料を用いて作つてもよい。例えば、中間膝蓋骨支承成分 113 や中間脛骨支承成分 117 は負荷に十分耐えるだけ十分強いと同時に、かみ合わされる材料に対する耐力が十分なものであればどんな生調和性材料で作つてもよい。しかし、これらの成分は超高分子量ポリエチレンか共重合体アセタールのようなプラスチックで作ることが好ましい。

足関節補綴は本発明の別の実施例であり、第 48、49、および 50 図に示されている。距骨台板成分 178

は距骨に埋込まれ、また脛骨成分179は脛骨末梢部に埋込まれる。中間支承成分180は距骨台板成分178と脛骨成分179の中間に位置される。距骨台板成分は第48図に見られ母曲線により作られる回転面部分からなる上部支承面を有することは第48および50図からわかる通りである。母曲線は、この場合、2本の25°の接線により半径0.250インチの1つの円弧に対して接続される半径0.625の2つの円弧からなるのが普通である。この配置は形式上前記膝関節の実施例で用いた母曲線の場合と同じである。

距骨台板成分178の下部には、第48図に見られ距骨埋込用鋸歯側面のある固定フィン182がついている。脛骨成分179は鋸歯頂縁のある平板183と固定フィン185からなり、これらは両方共脛骨内への埋込みに使用される。プラスチック中間支承成分180には、距骨台板成分178の上部支承面にかみ合う下部支承面186がある。中間支承成分180にはさらに平坦な上部支承面187があり、この面は脛骨成分179の平らな下部支承面188にか

ない。機械的拘束物が全然なければ補綴にかゝる力の負荷が最小化されるから、このことは望ましい特徴である。

第48～50図の補綴関節は軸回転、すなわち大腿骨の軸の廻りの回転、を行なうこともできるが、これを制約するものは自然の組織による以外のものは何もない。なお、この補綴関節による屈伸は拘束されることがない。軌道（例えば距骨台板178の上部支承面181の特徴的な形状）の目的は、中間支承成分が距骨台板成分178の中心-横方向境界の外へはみ出さないように保持することにある。このようにして、中間支承成分180が隣接する骨に衝き当たることが防がれる。

第48～50図の補綴関節が先行技術であるオックスフォード式膝関節となかば異なるのは、距骨成分178と中間支承成分180間の接触が軌道式であるためばかりでなく、この関節によれば少なくともそれに圧縮力による負荷がかゝっている（正常な状態の）間は外反転や内反転を起す可能性なしに屈伸運動を行なうことができるからでもある。中

み合う。

距骨台板成分178の上部支承面178がその形状により中間支承成分180の運動を拘束する軌道として働らくことを認識することが重要である。

第48～50図に示す足関節補綴は距骨台板成分178を中間支承成分180に關して回転することによつて屈伸運動ができるようにする。足関節が屈伸されるにしたがつて中間支承成分180の下部支承面186と距骨台板成分178の上部支承面181との摺動かみ合いが生じるので、脛骨と距骨間で屈伸運動を行なうことができる。

中間支承成分180の平坦な上部支承面187と脛骨成分179の平坦な下部支承面188が摺動的にかみ合うので、前後方向の並進ならびに制限された中心-横方向の並進を行なうことができる。中心-横方向の並進は解剖的特徴、すなわち足関節の踵、のために制約される。

前後運動は靱帯の働きのため制約される。この様に、第48～50図の補綴は前後方向または中心-横方向の並進に対して機械的な拘束物を全く含ま

間支承成分180の平らな上部支承面と脛骨成分179の平らな支承面188との摺動接触によつて得られるのは軸回転だけである。先行技術であるオックスフォード式膝関節は、これに反して球面支承配位をとっているので、本発明による足関節補綴によつて得られる2度とは異なり3度自由な回転運動を行なうことができる。

埋込の了つた補綴足関節が第51および52図に示されている。第51および52図に見られるのは、距骨台板成分178、中間支承成分180、および脛骨成分179である。比較のため、解剖足関節を第53および54図に示す。

本発明の軌道は支承挿入物の運動を拘束する役目をするものであるが、いろいろの形状にすることができると認識されねばならない。例えば、第34図に断面で示される保持機構のついた軌道があると同時に、第48図の足関節補綴の軌道がある。第55図に断面で示されるのはさらに別型の軌道であり、補綴関節に加わる力の負荷によつて支承挿入物189を台板成分191の肩部190にしつかりと

押える場合に適用するのに適している。

次に、膝関節内骨格補綴の外科植込装置は下記の通りである。

患者を仰向きの姿勢で手術台に寝かせる。菌がつかないように、膝関節の手術準備を行ない、掛け布をかける。静脈血を逃がすため1分間脚を持ち上げてから、前にしておいた大腿の止血帯に400 mmHgになるまで空気を入れる。膝関節を全部伸してのち、脛骨小瘤から膝蓋骨脛の中央縁の方へ上向きにゆつくりとした曲線によるS型切開を行ない、ついで中央大腿筋の中央縁に沿って後方に曲線を延していく。中間の細網、被膜、および滑液層は皮膚の切開に合わせて切開する。中央大腿筋の腹側は大内転筋に付着しないように持上げておく。膝蓋骨を横にそらせることにより脛骨-大腿骨関節部全体を露出する。四頭股筋機構に過度の張力があるため膝蓋骨を完全には横に移動できない場合は、脛骨小瘤から膝蓋骨脛を $\frac{1}{4}$ ぐらい引きちぎらなければならないことがある。同様に、中央大腿筋の中央付着部をさらにかるく2つに区別

トラクトール)としても使える。

膝関節を100度屈曲してから、顆状突起内切欠き縁に $\frac{1}{8}$ のドリルを用いてドリル孔をあける。ドリルを後部大腿骨脛の高さまでさげる。次に、脛骨切除ジグを設置するが、この設置はスパイクを大腿骨脛の後部に位置すると共に、装置の端末脚を脛骨に平行にすることによつて行なう。この屈曲期を通じて付随靱帯を緊張しておきながら、ジグについている平行切削溝を用いて正しい切除面を確認する。膝関節がジグの端末脚に平行に曲げられると、ジグの後方屈曲角は確実に10度になっている。揺動鋸を用い、十字形靱帯が挿入される隆起を残しながら脛骨の準備を行なう。切除面は、脛骨成分に直角にかゝる負荷に対して利用できる骨材の量によつて異なるが、5、10又は15mmの深さのところに作られる。適当な屈曲張力が得られ骨の切除が終つたなら、脛骨調整ジグを大腿骨脛から取外し、次いで大腿骨シェーバーを同じ場所に取付ける。大腿骨シェーバーは、前部と後部の切除面が大腿骨顆状突起に対し対称的で平行にあ

けすることが、四頭股筋機構を中央部寄りで動かすために必要な場合がある。このようにすれば、膝関節を完全に110度まで曲げられるうえ、関節部を前方へ完全に露出することができる。

このとき、過剰な滑液や肥大した脂肪板の除去を行なう。中央と横を新月形に切開すれば脛骨丘縁の露出が容易にできるから、この方法を実施すべきである。顆状突起間の含有物をしらべれば十字形靱帯の状態を明らかにすることができる。過剰な滑液をこの部分から除去することによつて、液が万一脛骨成分面を浸したりそれに対して殖えすぎたりしないようにする必要がある。

脛骨中央部と大腿骨末梢部についている軟組織片を除去し、骨保護物を後方へすべらせて付随靱帯と後部被膜との間に入れることにより、関節面を切除する間後部神経管束を保護する。 $\frac{3}{4}$ "のペリオスチール・エレベータ (Periosteal elevator) を用いれば、骨保護物のための軟組織面を發育することができるが、このペリオスチール・エレベータ (Periosteal elevator) は膝関節の開創器(リ

るように設置する。前記切創において再び揺動鋸を使用することによつて、大腿骨の前部と後部顆状突起の切除を行なう。それから、大腿骨シェーバーを取外したうえで膝関節を全伸展すると同時に、伸展大腿骨調整ジグを関節部に嵌め込む。大腿骨を手で引張ることによつて調節式外反足案内を5~10度の生理外反足に調整しながら、末梢大腿骨の水平切削を行なうことによつて付随靱帯の伸展張力が十分あることを確認する。この揺動鋸を用いての切創が終つたならば、伸展調整ジグを膝関節から取外す。膝関節を再び屈曲してのち、傾斜骨手術ジグをハンマで叩きながら末梢大腿骨材の固定孔に取付ける。前後の傾斜切削をそれからジグ面に合わせて行なうと共に、傾斜骨手術ジグの中央切欠きを用いることにより後部大腿骨フランジ用骨面の調整切削を行なう。傾斜骨手術ジグを取外してから、ジグによつて造られた調整孔から異物を取り出したうえで、大腿骨補綴の固定ピンを取付ける。次に、大腿骨成分を試験的に取付けてみる。確実にすべての面の接触を正しくするに

は、骨材を大目に削らねばならない。次に、脛骨の準備を完了する。マーキング用型紙を用い、脛骨成分のスパイクの位置をマークする。メチレンブルーでマークしたら、脛骨スパイク用溝をキュレットか丸のみを用いてつくる。次に脛骨成分を試験的に取付け、このとき適当に骨の切除を行うことにより、補綴の金属対骨の接触が優秀であることを確認する。こうして両方の骨の切除が終了したら、試験的な脛骨および大腿骨成分の試験的な修復を次のようにして行なう。

金属脛骨成分を中央脛骨に取付け、適当な中間脛骨支承成分を所定の位置に挿入する。次に大腿骨成分をその適当な位置に取付け、膝関節の靱帯が屈伸両方において適当な張力を持つていのかどうか試験する。屈伸に際して万一弛緩があれば、より厚い支承成分を使用することによつて付随靱帯を締めつけることができる。支承各高さは増分 2.5 mm で得られるから、それらを用いればこの段階で靱帯の張力を調整することができる。これらの支承各高さを使用すれば、内反足-外反足の調整を

心が一致すると共に大腿骨フランジに沿つて引つかゝることなく容易に摺動しなければならない。拘束性の付着やゴツゴツした当りは、この時点で完全に矯正するものとする。

納得のいく試験的な取付けが得られたら成分を取外したうえ、抗生塩溶液を用いて十分に漂洗する。メチルメタクリレートの第 1 バッチを混合し、膝関節を屈曲状態にして脛骨面に塗る。脛骨成分をゆつくりとその固定溝内に滑り込ませてから、完全なポリマー化が得られるまで強く圧力を加えておく。硬化期の間、余分なメチルメタクリレートはメスと丸のみを用いて脛骨成分のへりから削り取ることができる。次に、支承成分を脛骨成分に挿入し、さらに大腿骨成分を所定の位置に接着する。余分なメチルメタクリレートを大腿骨成分の周囲から取除くことによつて、支承面にこの禁耗剤がないことを確認する。メチルメタクリレートの第 3 バッチを用いるか、さもないれば大腿骨成分に使つたセメントの 1 部を用いるかして、膝関節の多孔質骨底を閉じる。膝蓋骨固定フインは

矯正することもできる。脛骨-大腿骨切除が正しく行われたら、膝蓋骨の交換に注意を要する。メスを用い、滑液の組織と細網を膝蓋骨の周辺から取り去つて膝蓋骨髄の高さまで下げる。それから、揺動鋸を用いることによつて連接面を除去する。切断面は膝蓋骨髄の下面と平行であるものとする。

膝蓋骨のマーキング用型紙の中心をここで膝蓋骨の水平および垂直軸に合わせると共に、長い固定フインを横方向に向ける。メチレンブルー染料を用い、成分の固定フインのためのフイン溝をマークする。これらの溝の深さは $\frac{1}{4}$ にとるが、セメントを用いて機械的な固定を行なうので切削を少なめにする。

ここで、試験用膝蓋骨交換補綴をあててみてその取付を評価することができる。ゴツゴツした当りがあれば取除き、当りが適当であることを確認する。膝蓋骨をその解剖位置に移動することにより、大腿骨軌道内での調整を点検する。ここで、3 成分全部を所定位置に入れれば、運動範囲をテストすることができる。膝蓋骨補綴は大腿骨と中

それらのかみ合い溝内に強く圧入すると同時に成分を膝蓋骨成分クランプを用いてしつかり押える。ここで、余分なメチルメタクリレートは膝蓋骨背板の縁から取除くことができる。接着剤の粘層がすべて完全にポリマー化したら、膝蓋骨をその解剖位置に戻してのち、運動範囲を再びテストする。ここで、2 本の中サイズのヘモバック (hemovac) 排膿管を関節部のスペースに設置することによつて、前記切除線の上横方向に排膿する。被膜と細網の単層閉鎖は最初のいくつかの縫合については膝関節を 30 度に屈曲した状態で # 20-0 クロム縫合糸を用いて実施し、次いで 60 度に屈曲して 2 番目の各縫合を行ない、最後には 90 度に屈曲して残余の閉鎖縫合を行なう。皮下組織は # 3-0 普通縫合糸で閉鎖されるが、このとき皮膚の状態は # 3-0 ナイロン縫合糸を用いることによつて張力のかゝつていない状態にほぼ等しくされる。Hemovac 排膿管を装着することによつて吸入を行なうと同時に、ロバート-ジョーンズ加压包帯を着装する。脚を高くしてのち、患者を回復室へはこび、そこ

でアイスパックを膝関節の廻りに当てる。

4. 図面の簡単な説明

第 1 A および 1 B 図は先行技術であるオックスフォード式膝関節を示す図、第 2 A および 2 B 図は先行技術によるオックスフォード式膝関節が 85° と 120° (それぞれ) に屈曲しているところを示し、支承挿入物の 85° および 120° 屈曲時の後方への過度な変位が示され、支承挿入物に生じうる脱臼の 2 つのモードが 120° 屈曲時について示されている図、第 3 A および 3 B 図もまた先行技術によるオックスフォード式膝関節を示し、第 3 A 図は膝関節が全く回転していないときの 90° 屈曲時における支承挿入物の位置を示す平面図、第 3 B 図は 15° および 30° の軸回転がある場合の 90° 屈曲時における支承挿入物の各位置を示す図、第 4 図は、先行技術であるオックスフォード式膝関節が歩行の遊脚期にある場合、支承挿入物が脱臼する可能性を示す図、第 5 A および 5 B 図は、解剖斜路高さと先行技術であるオックスフォード式膝関節補綴により提供される斜路高さととの比較を示す図、第 6

(第 81 頁)

本発明により膝蓋骨が大腿骨支承面に順して回転できる様子を示す図、第 28 A および 28 B 図は膝関節の全伸展時に生じる膝蓋骨－大腿骨圧縮力が比較的低いことを示す図、第 29 A および 29 B 図は正常な歩行周期において負荷を支える立脚期に生じる膝蓋骨－大腿骨圧縮力がいく分大きいことを示す図、第 30 A および 30 B 図は深く膝関節を屈曲したときに生じる膝蓋骨－大腿骨圧縮力がずっと大きいことを示す図、第 31 図は膝蓋骨と大腿骨の連接に關係する大腿骨前部関節軟骨ならびに脛骨と大腿骨の連接に關係する大腿骨後部関節軟骨を示す、大腿骨末梢部の底面図、第 32 A および 32 B 図は中間脛骨支承成分が大腿骨成分の支承面の形状に応じて脛骨台板の前部位置に保持される様子を示す図、第 33 A および 33 B 図は中間脛骨支持成分が膝関節の屈曲にしたがつて後方に移動する様子を示し、第 33 A 図は 15° 屈曲時を、第 33 B 図は 120° 屈曲時を示す図、第 34 図は本発明による脛骨台板成分の曲軌道の断面図、第 35 A および 35 B 図は中間脛骨支承各成分が脛骨台板成分の曲軌道の中心

A ～ 6 D 図は設計の違いに起因する短所のいくつかが先行技術であるオックスフォード式膝関節の支承挿入物を部分的に拘束することを示す図、第 7 ～ 9 図は本発明、すなわちニュージャージー式凹凸挿入物形膝関節、の大腿骨成分を示す図、第 10 ～ 12 図は本発明による中間膝蓋骨支承成分を示す図、第 13 ～ 14 図は本発明による膝蓋骨固定成分を示す図、第 15 ～ 17 図は本発明による脛骨台板成分を示す図、第 18 ～ 21 図は本発明による中間脛骨支承成分を示す図、第 22 図は本発明による大腿骨成分の表面が 1 連の回転面部分によつて画かれる様子を示す図、第 23 図は本発明のいくつかの支承面が共通母曲線を特定の母軸の廻りに各対の主要母半径によつて回転することにより得られる様子を示す図、第 24 図は膝関節の全伸展位置における膝蓋骨補綴の大腿骨成分に関する向きづけを示す図、第 25 図は固定フィン（膝蓋骨固定成分の）が傾斜負荷に抵抗する際の役割を示す図、第 26 図は中間膝蓋骨支承成分を保持するために使用される膝蓋骨固定成分のボタン部分を示す図、第 27 図は

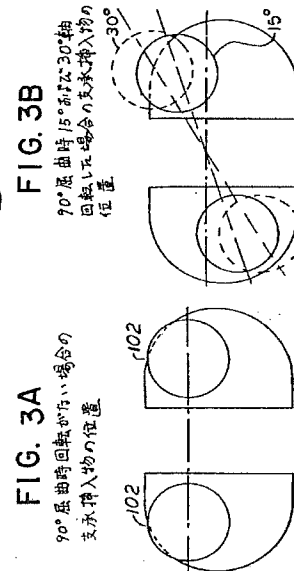
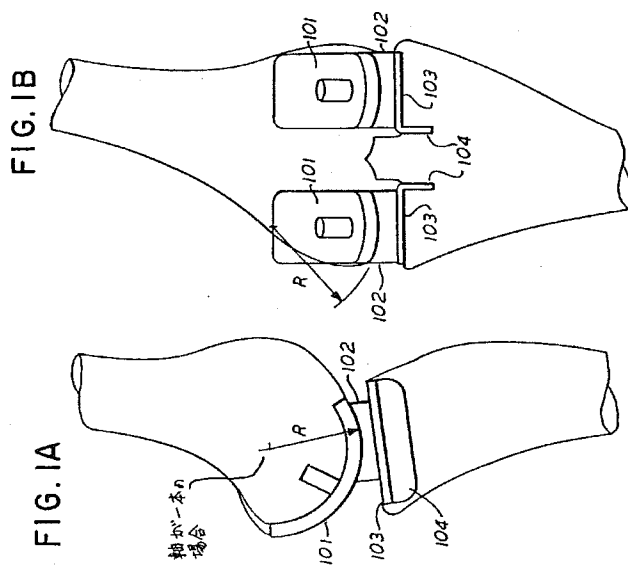
(第 82 頁)

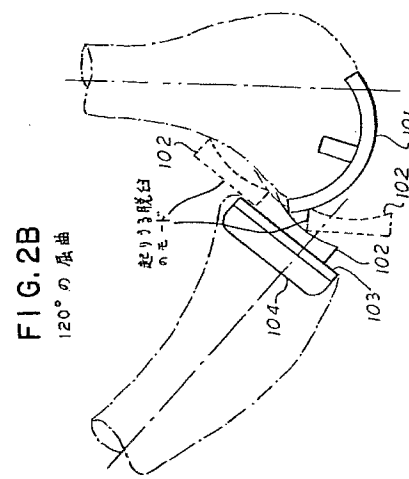
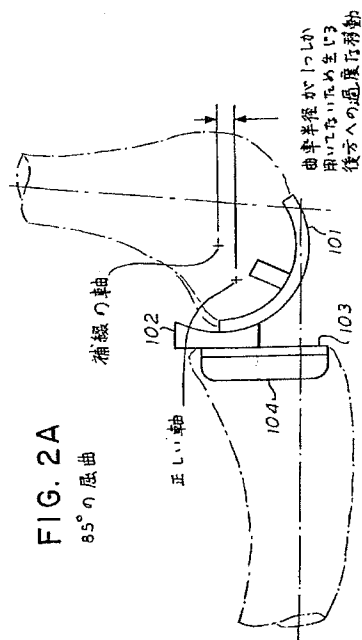
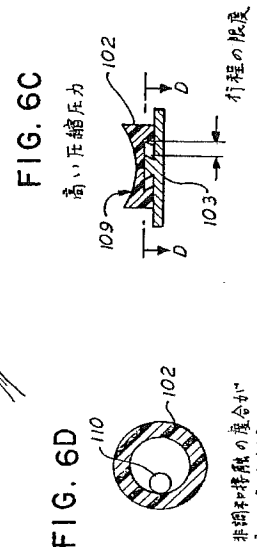
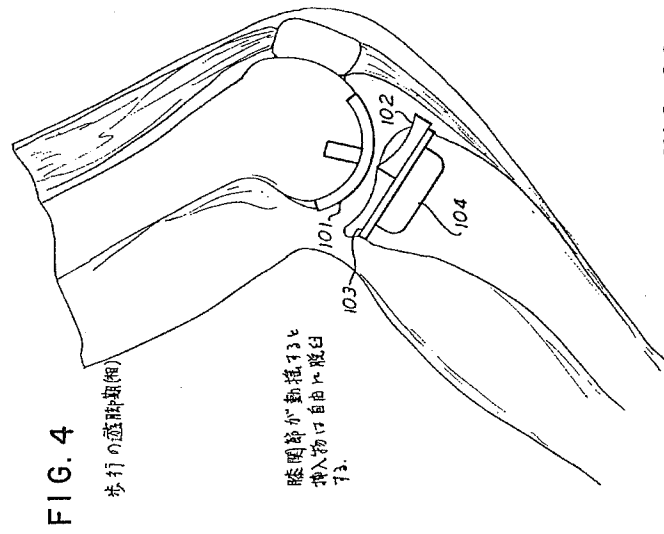
位置から前方および後方へ動くにしたがつてやや寄せ合わされる様子を示す図、第 36 図は中間脛骨支承各成分が大腿骨が後方に動くにしたがつてやや寄せ合わされる様子を示す図、第 37 A および 37 B 図は偏心支承挿入物（すなわち、中間脛骨支承成分）を使用しているため、支承挿入物の内側への移動を比較的大きくすることができるので非調和を殆どなくすることができる様子を示す図、第 38 A ～ 38 C 図は本発明による中間脛骨支承成分のいくつかの長所を示し、第 38 A 図はより大きい台板（先行技術であるオックスフォード式膝関節の円形支持挿入物の台板に比較して）を、第 38 B 図は本発明のより大きい脱臼高さを、第 38 C 図は本発明の非中心（偏心）球面半径を示す図、第 39 A および 39 B 図は先行技術であるオックスフォード式膝関節のマッキントッシュ形脛骨台板により補綴と骨の界面に生じる望ましくない引張応力を示す図、第 40 A および 40 B 図は本発明による単区画製品の脛骨台板を示す図、第 41 A および 41 B 図は本発明による単区画製品の脛骨台板のスペイクが傾

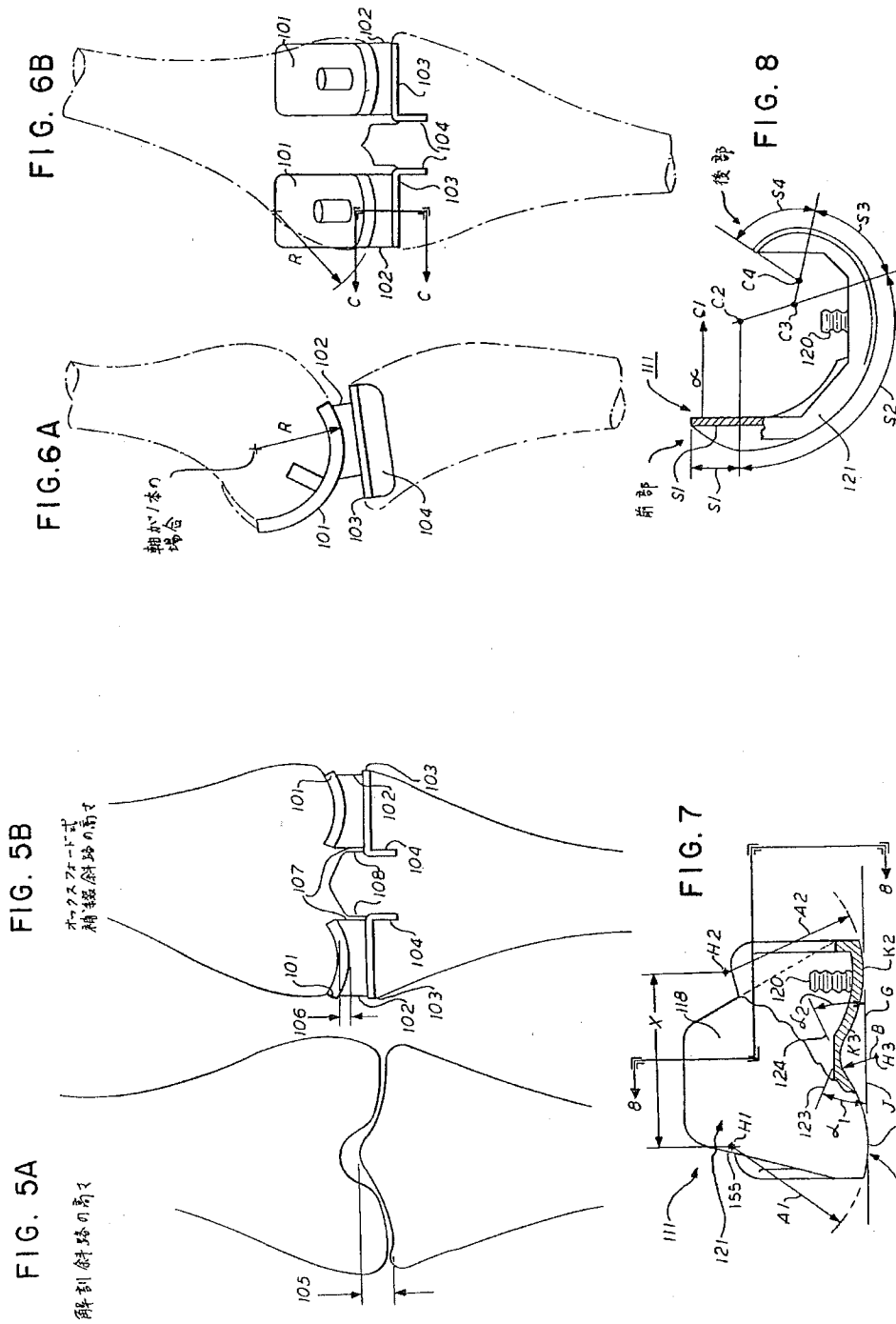
斜および圧縮両負荷に抵抗する様子を示す図、第42Aおよび42B図は本発明による脛骨台板成分と柔軟台板を利用してはいるが負荷を補綴と骨の界面に分散する点で少しも効果のない先行技術による補綴との比較を示す図、第43および44図は本発明による単区画製品の大腿骨成分を示す図、第45および46図は個別の対の大腿骨成分を利用する本発明による双区画製品の埋込みを示す図、第47Aおよび47B図は本発明による単区画製品の埋込みを示す図、第48図は第50図に示される補綴の断面図、第49、および50図は本発明による足関節補綴を示す図、第51および52図は本発明による足関節の埋込みを示す図、第53および54図は第51および52図の埋込足関節と比較するための足関節の解剖図、第55図は、概略断面図により、別の軌道（単なる溝ではなく肩部がある）を示す図で、補綴関節に加わる力の負荷によつて支承挿入物を肩部にしっかりと保持するような応用に適していることを示す図である。

111 … 大腿骨成分、112 … 膝蓋骨補綴、113 …

中間膝蓋骨支承部分、114 … 膝蓋骨固定成分、115 … 脛骨補綴、116 … 脛骨台板成分、117 … 中間膝蓋骨支承部分、118 … フランジ、119 … 顆状突起、120 … 固定ポスト、121 … 支承面、123、124 … 接線、125 … 支承面、126 ~ 128 … 支承面部分、129、130 … 遷移部分、131、132 … 固定フィン、133 … 金属板、135 … ボタン、136 … 保持面、137 … 雌面、138 … 支承面、139 … ピン、140 … 彎曲溝、144 … 突起パチ面、147 … 厚板、148、153 … 曲軌道、149、172 … スパイク、150、151 … 壁、152、155 … 中心、154 … 軌道面、157 … 台板、158、159 … 脱臼高さ、160、162 … 球面半径、161、163 … かみ合い高さ、164、165 … 負荷、166 … 固定フィン、167 … 脛骨台板、168 … スパイク、169 … ブリッジ、170、171 … 脛骨丘部分、172 … スパイク、174、175 … 大腿骨成分、176 … 支承面、178 … 距骨台板成分、179 … 距骨成分、180 … 支承成分、182、185 … 固定フィン、183 … 平板、186、188 … 支承面。







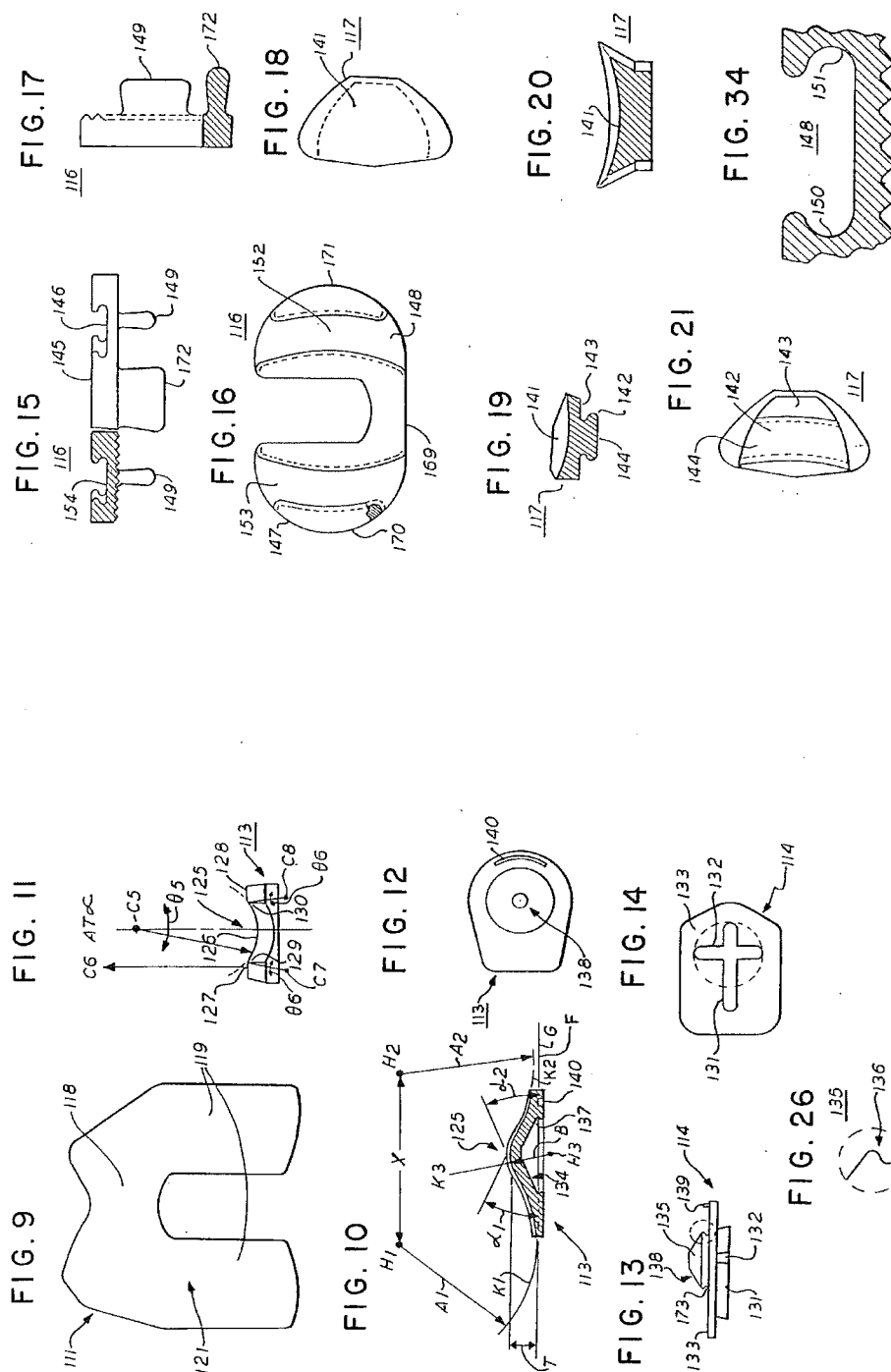


FIG. 23

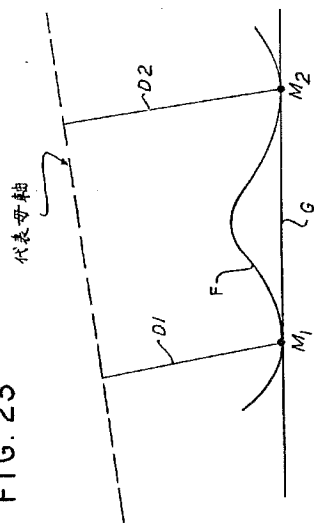


FIG. 22

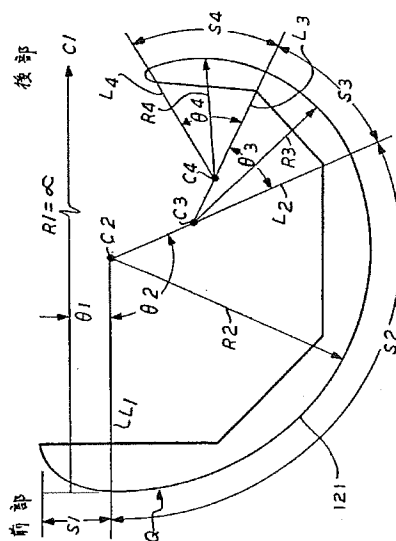


FIG. 24

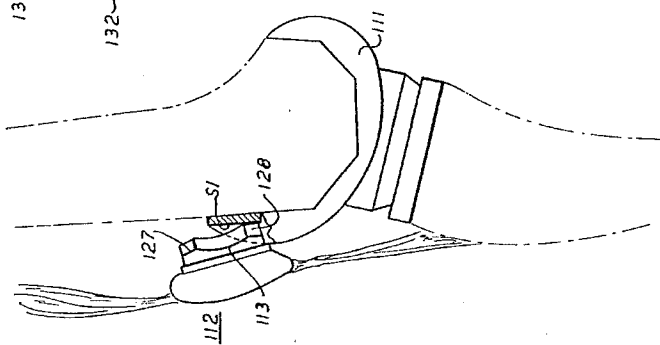
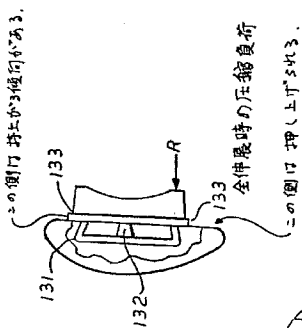
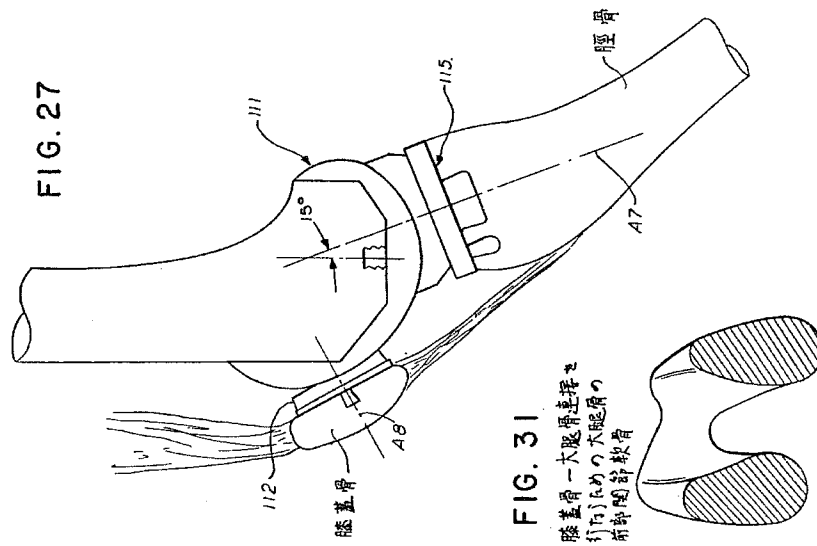
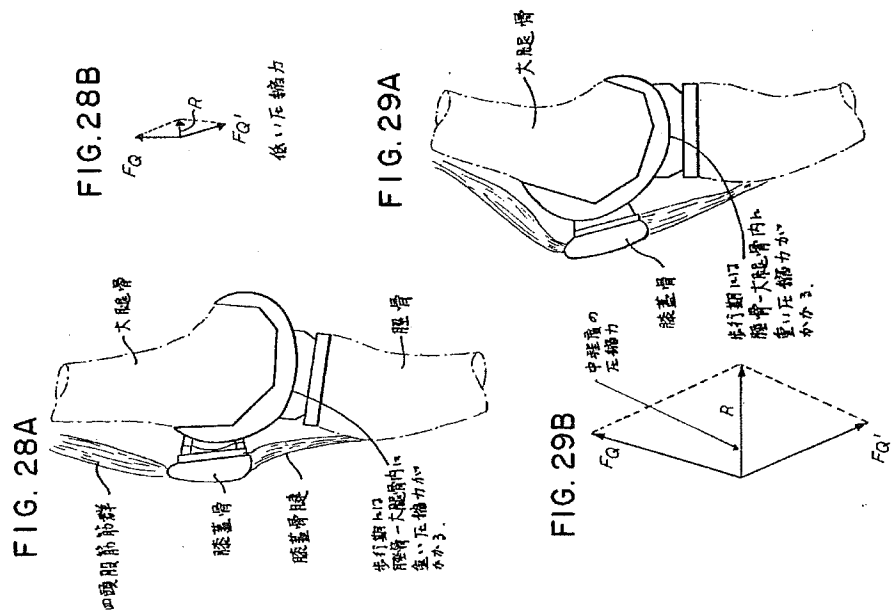


FIG. 25





脛骨-大腿骨連接を目的とした
大腿骨の後部関節軟骨

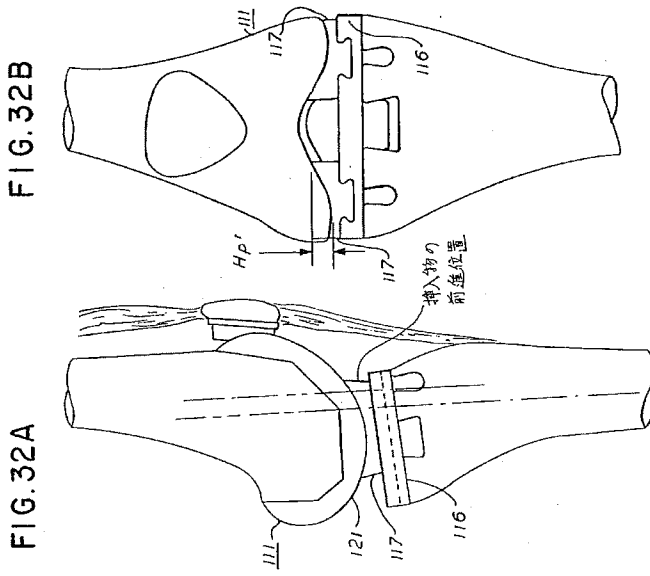


FIG. 36

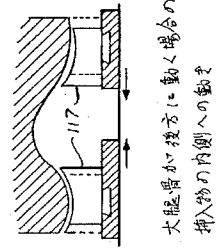


FIG. 30B

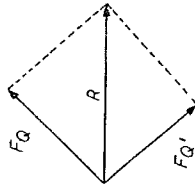


FIG. 30A

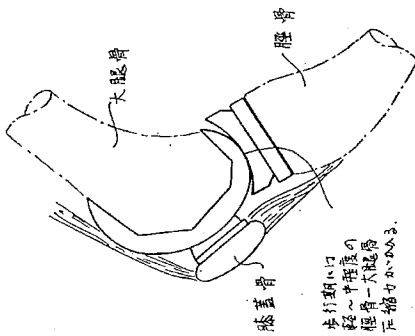


FIG. 35A

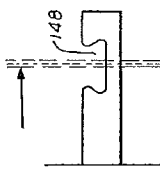
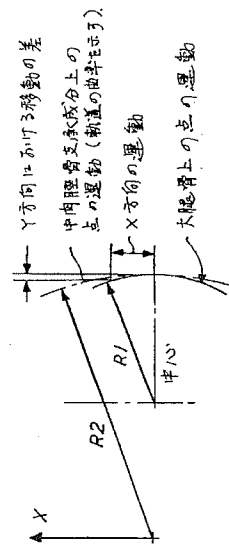


FIG. 35B



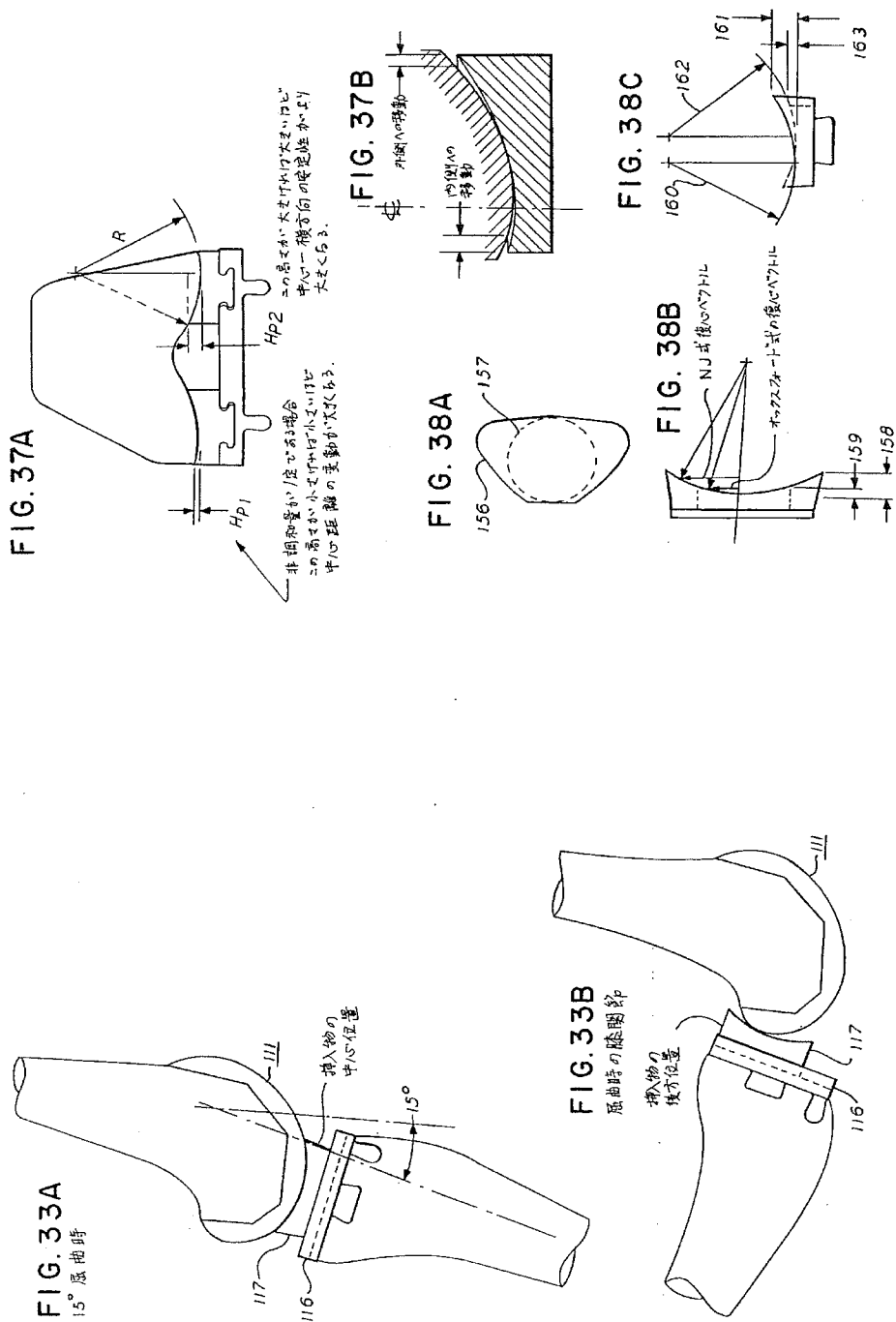


FIG. 39A

フィンの引延部は、
不変な長さ、幅、
高さを有する。
高圧部

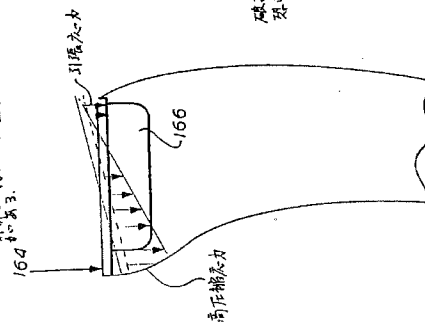


FIG. 39B

フィンの引延部は、
不変な長さ、幅、
高さを有する。
高圧部

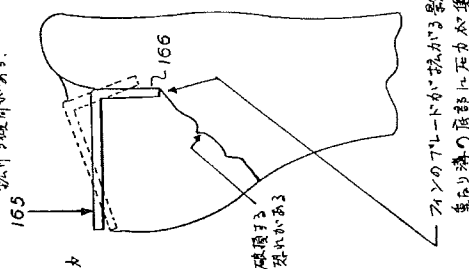


FIG. 40A

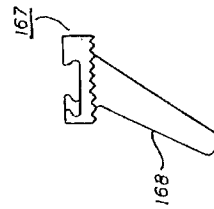


FIG. 40B

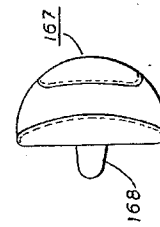


FIG. 41A

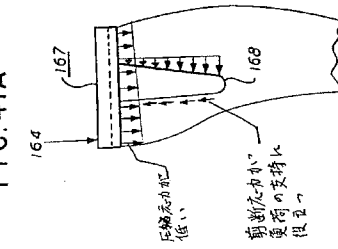


FIG. 41B

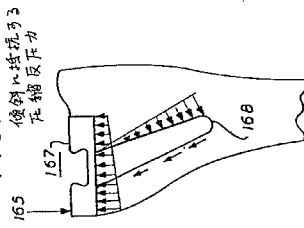


FIG. 42A

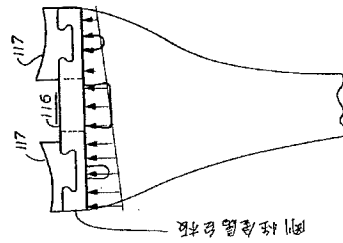
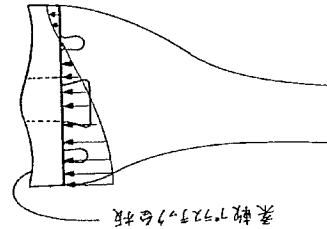
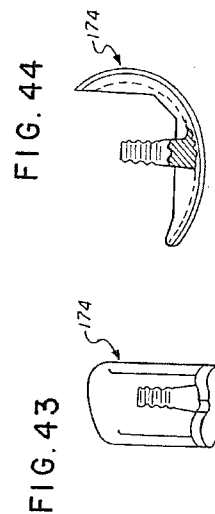
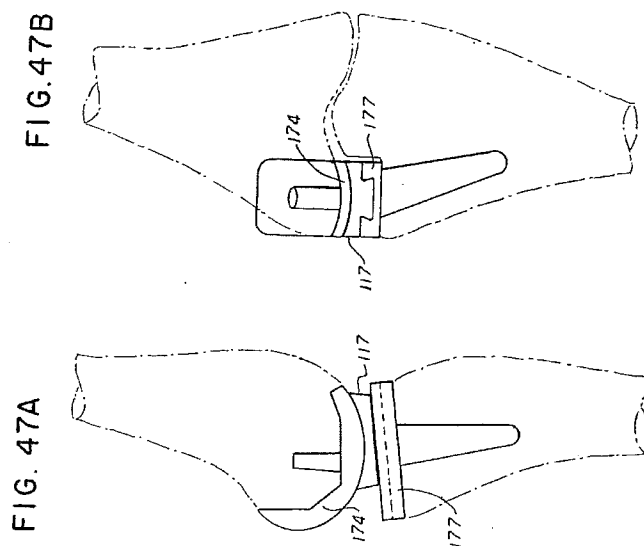
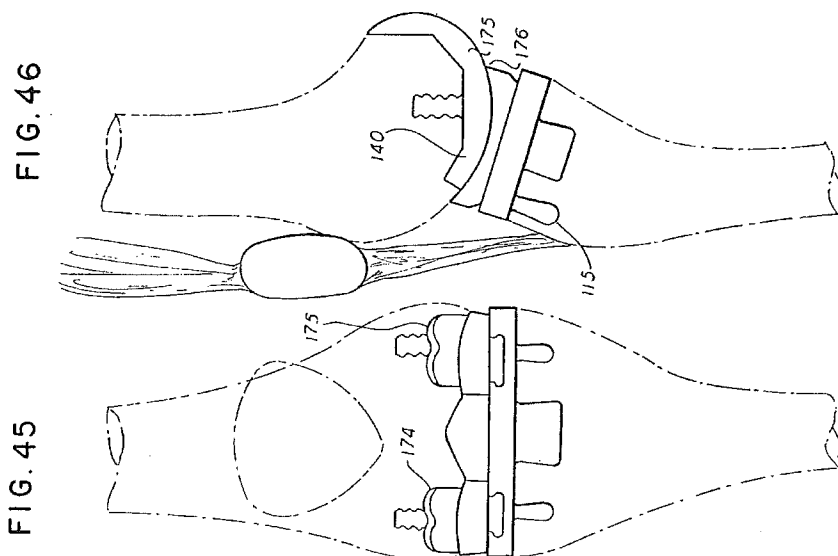


FIG. 42B





手 続 補 正 書

補 正 書

昭和 55 年 9 月 22 日

特 許 庁 長 官 島 田 春 樹 殿

1. 本願発明の名称を「改良補綴関節」と補正する。

1. 事件の表示

昭和 55 年 特 許 願 第 74138 号

特許出願人 バイオメディカル・エンジニアリング・コープ

2. 発明の名称

ニュージャーシー式凹凸支承型膝関節交換補綴

代理人 押 田 良 久

3. 補正をする者

事件との関係 出 願 人

~~補 正 人~~

住 所 アメリカ合衆国 07102, ニュージャーシー州, ニュ
 -アーク・スーツ・2404, ゲートウェイ, I

~~氏 名~~

名 称 バイオメディカル・エンジニアリング・コープ

4. 代 理 人

東京都中央区銀座3-3-12 銀座ビル (561-5386・0274)

(7390) 弁 理 士 押 田 良 久

5. 手続補正指令書の日付 昭和 55 年 8 月 26 日

6. ~~補正により増加する発明の数~~

7. 補 正 の 対 象

願書及び明細書の発明の名称の欄

8. 補 正 の 内 容 別紙のとおり